

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-107129

(43)Date of publication of application : 18.04.2000

(51)Int.Cl.

A61B 3/10

(21)Application number : 10-288077

(71)Applicant : HOYA CORP

(22)Date of filing : 09.10.1998

(72)Inventor : KI KA

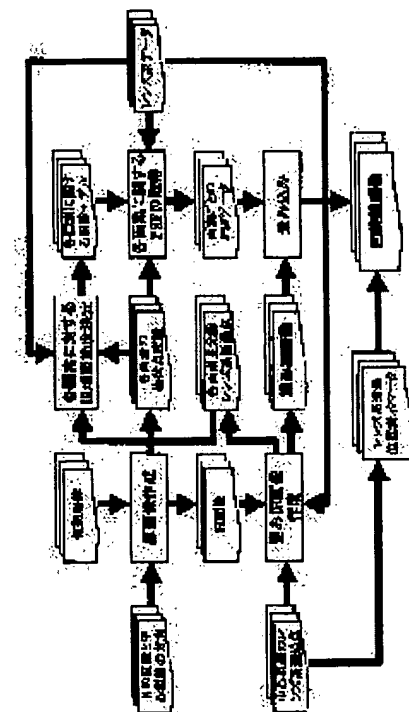
TANAKA IKUKA

## (54) SIMULATION METHOD AND APPARATUS FOR OPHTHALMOLOGIC OPTICAL SYSTEM

### (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To enable simulation of visibility associated with oscillation, distortion, blurring or the like when a lens system such as progressive power lens is worn.

**SOLUTION:** Eyeballs are turned toward every object point within a visual field, images are caught at a central cavity and put together to form an image, which is defined as turning retinal image and the image thus defined is generated using an image at a specified angle of visual field coming into eyes having a specified center point of turning as original image. A distortion original image associated with a distortion as obtained when the original image is seen through a lens system is generated using a light beam tracing method. PSF on a retina is determined as to an eyeball model by light from an object point of the original image in an optical system comprising the lens system and a spectacles model and the PSF undergoes a convolution computation with pixels of the distortion original image obtained and the original image. The result is the turning retinal image. The turning retinal image obtained is edited to obtain an animation image of the turning retinal image. The PSF is determined by setting a sample point at the object point and the PSF other than that using the sample point is determined by a method using an approximation method containing a spline interpolation



BEST AVAILABLE COPY

method.

---

## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 02.11.1999

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 02.04.2002

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3342423

[Date of registration] 23.08.2002

[Number of appeal against examiner's decision of rejection] 2002-07807

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection] 02.05.2002

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号  
特開2000-107129  
(P2000-107129A)

(43)公開日 平成12年4月18日 (2000.4.18)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード <sup>*</sup> (参考)
A 6 1 B 3/10		A 6 1 B 3/10	Z

審査請求 有 請求項の数11 O L (全 25 頁)

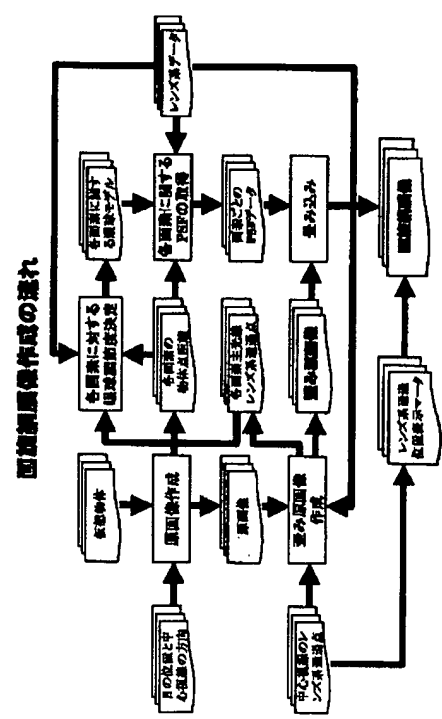
(21)出願番号	特願平10-288077	(71)出願人	000113263 ホーヤ株式会社 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(22)出願日	平成10年10月9日(1998.10.9)	(72)発明者	祁 華 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 ホーヤ株式会社内
		(72)発明者	田中 郁香 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 ホーヤ株式会社内
		(74)代理人	100091362 弁理士 阿仁屋 節雄 (外2名)

(54)【発明の名称】 眼光学系のシミュレーション方法及び装置

(57)【要約】

【課題】 累進多焦点レンズ等のレンズ系を装用した場合における揺れ、歪み、ボケ等を伴う見え方をもシミュレーション可能とする眼光学系のシミュレーション方法及び装置を提供する。

【解決手段】 視野内の全ての物体点に対して眼球を回旋させ、中心窩で捕らえた像を繋ぎ合わせた像として定義される回旋網膜像を、特定の回旋中心点を持つ眼に入る特定視野角の画像を原画像として作成し、この原画像をレンズ系を通して見た場合の歪みを伴う歪み原画像を光線追跡法を用いて作成し、レンズ系及び眼鏡モデルよりなる光学系において原画像の物体点からの光による眼球モデルの網膜上のP S Fを求め、求めた歪み原画像と原画像の各画素のP S Fとの畳み込み演算をすることによって求める。また、得られた回旋網膜像を編集して回旋網膜像の動画像を求める。また、P S Fは、物体点に標本点を設定してP S Fを求め、標本点以外のP S Fをスプライン補間法を含む近似法を用いる手法で求める。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション方法において、

前記レンズ系を通して眼によって知覚される像として、眼の網膜面に投影される光学像ではなく、視野内の全ての物体点に対して眼球を回旋させ、中心窩で捕らえた像を繋ぎ合わせた像として定義される回旋網膜像をコンピュータシミュレーションによって作成して用いることを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法。

【請求項2】 眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション方法において、

前記レンズ系を通して眼によって知覚される像として、眼の網膜面に投影される光学像ではなく、視野内の全ての物体点に対して眼球を回旋させ、中心窩で捕らえた像を繋ぎ合わせた像として定義される回旋網膜像を作成して用いるようにし、この回旋網膜像を作成する工程として、

特定の回旋中心点を持つ眼に入る特定視野角の画像を原画像として作成する原画像作成工程と、

この原画像をレンズ系を通して見た場合の歪みを伴う歪み原画像を光線追跡法を用いて作成する歪み原画像作成工程と、

レンズ系及び眼鏡モデルよりなる光学系において原画像の物体点からの光による眼球モデルの網膜上のPSFを求めるPSF取得工程と、

歪み原画像作成工程で求めた歪み原画像と、PSF取得工程で求めた原画像の各画素のPSFとの畳み込み演算をする畳み込み演算工程とを有することを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法。

【請求項3】 眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション方法において、

仮想三次元空間内にコンピュータグラフィックスによる仮想物体を作成して配置し、この仮想物体が、特定の位置に回旋中心点を置き且つ特定の中心視線方向を持つ眼に入る特定視野角の画像を原画像として作成するとともに、前記原画像の各画素の代表する物体点位置と眼の回旋中心点との距離である物体点距離を求める原画像作成工程と、

前記眼の前に配置するレンズ系上に前記中心視線通過点を設定し、視野中心物体点から出射して前記中心視線通過点を通過し、前記回旋中心点に向かう光線を光線追跡法で求め、この求めたレンズ系の出射光線方向を中心視線とする視野をレンズ系通過後視野と定義したとき、このレンズ系通過後視野における前記原画像の各画素の対応する物体点への視線の方向及びレンズ系通過点を光線追跡法で求め、前記レンズ系による歪みを含めた画像を作成する歪み原画像作成工程と、

前記眼の光学系として調節対応眼球モデルを導入し、前記原画像の各画素に対し、前記原画像作成工程で得られた物体点距離と、前記歪み原画像作成工程で得られた物体点から出射する主光線のレンズ系通過点における度数に合わせて前記眼球モデルの調節状態を設定し、前記レンズ系とその主光線方向に合わせて回旋した眼球モデルとの合成光学系において、前記物体点から出射する光による前記調節対応眼球モデルの網膜上の輝度分布を表すPSF(Point Spread Function: 点広がり関数)を求めるPSF取得工程と、

前記歪み原画像作成工程で作成したレンズ系による歪みを含めた画像と前記PSF取得工程で得られた各画素のPSFとの畳み込み演算(convolution)を行ない、前記仮想三次元空間に配置した仮想物体を特定の位置及び視線方向の眼で前記レンズ系の特定位置を通して見た場合の回旋網膜像を作成する畳み込み工程とを有することを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法。

【請求項4】 眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション方法において、

仮想三次元空間内にコンピュータグラフィックスによる仮想物体を作成して配置し、前記眼の位置、中心視線方向及びレンズ系通過点を時系列に変えて見るストーリーを作成し、そのストーリーにしたがって各時点で請求項2又は3に記載の眼光学系のシミュレーション法を用いて回旋網膜像を作成し、該各網膜像を編集して回旋網膜像の動画像を作成することを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法。

【請求項5】 請求項2ないし4のいずれかに記載の眼光学系のシミュレーション方法において、前記PSF取得工程は、各該画素の代表する物体点から出射し、前記眼球モデルの入射瞳を均等に分割して設定した各点を通る光線のデータを全て光線追跡法で求め、PSFを前記眼球モデルの網膜上の光線スポット分布密度として、又は波動光学に基づく回折積分として求めることを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法。

【請求項6】 請求項2ないし4のいずれかに記載の眼光学系のシミュレーション方法において、

前記PSF取得工程は、予め三次元物体空間に有限数の物体標本点を設定し、また、前記入射瞳面上に有限数の通過標本点を選び、前記物体標本点及び通過点標本点との全ての組み合わせによる光線データを光線追跡法で求め、スプライン補間係数データを作成し、

前記原画像の各画素の代表する物体点から出射し、入射瞳を均等に分割した各点を通る光線データを前記予め準備したスプライン補間係数データを用いてスプライン補間法で求め、PSFを網膜上光線のスポット分布密度として、又は波動光学に基づく回折積分法として求めるこ

とを特徴とする眼光学系シミュレーション方法。

【請求項7】 請求項2ないし4のいずれかに記載の眼光学系のシミュレーション方法において、

前記PSF取得工程は、PSFを一定の関数近似させてそのパラメータで表し、予め三次元物体空間に有限数の物体標本点を選び、全ての物体標本点におけるPSFとその近似関数パラメータを求め、スプライン補間係数データを作成し、

前記原画像の各画素に関するPSFパラメータを前記予め準備したスプライン補間係数データを用いてスプライン補間法で求めることを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法。

【請求項8】 請求項2ないし7のいずれかに記載の眼光学系のシミュレーション方法において、

前記回旋網膜像又は前記回旋網膜像の動画像を画像表示手段によって表示するとともに、これらの画像が前記レンズ系のどの位置を通しての画像であるかを前記画像表示手段に表示することを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法。

【請求項9】 眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション装置において、

仮想三次元空間内にコンピュータグラフィックスによる仮想物体を作成して配置し、この仮想物体が、特定の位置に回旋中心点を置き且つ特定の中心視線方向を持つ眼に入る特定視野角の画像を原画像として作成するとともに、前記原画像の各画素の代表する物体点位置と眼の回旋中心点との距離である物体点距離を求める原画像作成手段と、

前記眼の前に配置するレンズ系上に前記中心視線通過点を設定し、視野中心物体点から出射して前記中心視線通過点を通過し、前記回旋中心点に向かう光線を光線追跡法で求め、この求めたレンズ系の出射光線方向を中心視線とする視野をレンズ系通過後視野と定義したとき、このレンズ系通過後視野における前記原画像の各画素の対応する物体点への視線の方向及びレンズ系通過点を光線追跡法で求め、前記レンズ系による歪みを含めた画像を作成する歪み原画像作成手段と、

前記眼の光学系として調節対応眼球モデルを導入し、前記原画像の各画素に対し、前記原画像作成工程で得られた物体点距離と、前記歪み原画像作成工程で得られた物体点から出射する主光線のレンズ系通過点における度数に合わせて前記眼球モデルの調節状態を設定し、前記レンズ系とその光線方向に合わせて回旋した眼球モデルとの合成光学系において、前記物体点から出射する光線による前記調節対応眼球モデルの網膜上の輝度分布を表すPSF(Point Spread Function: 点広がり関数)を求めるPSF取得手段と、

前記歪み原画像作成工程で作成したレンズ系による歪みを含めた画像と前記PSF取得工程で得られた各画素の

PSFとの畳み込み演算(convolution)を行ない、前記仮想三次元空間に配置した仮想物体を特定の位置及び視線方向の眼で前記レンズ系の特定位置を通して見た場合の回旋網膜像を作成する畳み込み手段とを有することを特徴とする眼光学系のシミュレーション装置。

【請求項10】 眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション装置において、

10 仮想三次元空間内にコンピュータグラフィックスによる仮想物体を作成して配置し、前記眼の位置、中心視線方向及びレンズ系通過点を時系列に変えて見るストーリーを作成し、そのストーリーにしたがって各時点で請求項8に記載の眼光学系のシミュレーション装置を用いて回旋網膜像を作成し、該各網膜像を編集して回旋網膜像の動画像を作成する手段を有することを特徴とする眼光学系のシミュレーション装置。

【請求項11】 請求項9又は10に記載の眼光学系のシミュレーション装置において、

20 前記回旋網膜像又は前記回旋網膜像の動画像を表示するとともに、これらの画像が前記レンズ系のどの位置を通しての画像であるかを表示する画像表示手段を有することを特徴とする眼光学系のシミュレーション装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション方法及び装置に関する。

【0002】

【従来の技術】眼鏡を装用した場合のように、眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション方法及び装置を開示したものとしては、本願出願人の先の出願にかかる特開平8-266473号に記載の装置がある。

【0003】上記公報に記載の装置は、眼鏡レンズを装用した状態で人眼が回旋することにより見渡すことのできる範囲の情景画像を、PSF演算等を行なってシミュレーションするものである。これによって、眼鏡等の光学レンズを装用した際の人眼の回旋を伴う広い角度の情景をシミュレーションできるようになった。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】ところで、特に、累進多焦点レンズを装用した場合、遠近両用機能を果たす代わりに、揺れ、歪み、ボケ等の不快感を感じる場合がある。それゆえ、累進多焦点レンズの設計にあたっては、遠近両用機能を実現しながら、不快感を可能な限り抑えることが求められている。このためには、設計されたレンズがどのような揺れ、歪み、ボケ等の不快感を伴うもの

であるかを予め設計者自身を知ることが最も望ましい。上述の従来の眼光学系のシミュレーション方法は、眼鏡等の光学レンズを装用した際の人眼の回旋を伴う広い角度の情景をシミュレーションできるので、一定の目的に対しては非常に有用である。しかしながら、装用者が感ずるであろうところの歪み、ボケ等を人間の知覚作用までも考慮に入れて実際に近い状態でシミュレーションをするものではなかった。それゆえ、設計されたレンズを装用者が装用した場合に、装用者が実際にどのような歪み、ボケ等を感ずるものであるかを予め設計者自身を知るという目的に対しては必ずしも十分なものではなかった。しかも、実際に装用した場合に最も問題になると思われる揺れに関しては全く対応できないものであった。

【0005】人間が眼を通して認識する（知覚する）外界の像は、眼の網膜に光学の原理にしたがって結像された光学像そのものではないと考えられる。すなわち、網膜上の受光体（錐体と杆体）の分布は中心窩付近の密度が高く周辺が低い。したがって、もし、網膜に結像された光学像そのものが知覚されているものならば、その光学像が理想的に結像されたものであったとしても、中心窩付近だけが鮮明で周辺はぼけた像として知覚されるはずである。しかるに、健康眼であれば、視野内のどこでもはっきりと見えていると感じられる。これは、知覚という作用は、網膜に投影された光学像をそのまま検知するというような単純な作用ではなく、網膜以降の神経情報処理系によって複雑な処理がされた結果に基づくものであると考えられるからである。

【0006】本発明者等の研究によれば、このような知覚作用を直接シミュレーションすることはできないが、本発明者等が見出した一定の仮定に基づけば知覚作用の結果を画像処理によって近似的に再現できることが解明された。

【0007】本発明は、上述の背景のもとでなされたものであり、累進多焦点レンズ等のレンズ系を装用した場合における揺れ、歪み、ボケ等を伴う見え方をもシミュレーション可能とする眼光学系のシミュレーション方法及び装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】上述の課題を解決するための手段として、第1の発明は、眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション方法において、前記レンズ系を通して眼によって知覚される像として、眼の網膜面に投影される光学像ではなく、視野内の全ての物体点に対して眼球を回旋させ、中心窩で捕らえた像を繋ぎ合わせた像として定義される回旋網膜像をコンピュータシミュレーションによって作成して用いることを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法。である。

【0009】第2の発明は、眼の前に配置されたレンズ

系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション方法において、前記レンズ系を通して眼によって知覚される像として、眼の網膜面に投影される光学像ではなく、視野内の全ての物体点に対して眼球を回旋させ、中心窩で捕らえた像を繋ぎ合わせた像として定義される回旋網膜像を作成して用いるようにし、この回旋網膜像を作成する工程として、特定の回旋中心点を持つ眼に入る特定視野角の画像を原画像として作成する原画像作成工程と、この原画像をレンズ系を通して見た場合の歪みを伴う歪み原画像を光線追跡法を用いて作成する歪み原画像作成工程と、レンズ系及び眼鏡モデルよりなる光学系において原画像の物体点からの光による眼球モデルの網膜上のPSFを求めるPSF取得工程と、歪み原画像作成工程で求めた歪み原画像と、PSF取得工程で求めた原画像の各画素のPSFとの畳み込み演算をする畳み込み演算工程とを有することを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法である。

【0010】第3の発明は、眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション方法において、仮想三次元空間内にコンピュータグラフィックスによる仮想物体を作成して配置し、この仮想物体が、特定の位置に回旋中心点を置き且つ特定の中心視線方向を持つ眼に入る特定視野角の画像を原画像として作成するとともに、前記原画像の各画素の代表する物体点位置と眼の回旋中心点との距離である物体点距離を求める原画像作成工程と、前記眼の前に配置するレンズ系上に前記中心視線通過点を設定し、視野中心物体点から出射して前記中心視線通過点を通過し、前記回旋中心点に向かう光線を光線追跡法で求め、この求めたレンズ系の出射光線方向を中心視線とする視野をレンズ系通過後視野と定義したとき、このレンズ系通過後視野における前記原画像の各画素の対応する物体点への視線の方向及びレンズ系通過点を光線追跡法で求め、前記レンズ系による歪みを含めた画像を作成する歪み原画像作成工程と、前記眼の光学系として調節対応眼球モデルを導入し、前記原画像の各画素に対し、前記原画像作成工程で得られた物体点距離と、前記歪み原画像作成工程で得られた物体点から出射する主光線のレンズ系通過点における度数に合わせて前記眼球モデルの調節状態を設定し、前記レンズ系とその主光線方向に合わせて回旋した眼球モデルとの合成光学系において、前記物体点から出射する光による前記調節対応眼球モデルの網膜上の輝度分布を表すPSF（Point Spread Function：点広がり関数）を求めるPSF取得工程と、前記歪み原画像作成工程で作成したレンズ系による歪みを含めた画像と前記PSF取得工程で得られた各画素のPSFとの畳み込み演算（convolution）を行ない、前記仮想三次元空間に配置した仮想物体を特定の位置及び視線方向の

眼で前記レンズ系の特定位置を通して見た場合の回旋網膜像を作成する畳み込み工程とを有することを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法。

【0011】第4の発明は、眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション方法において、仮想三次元空間内にコンピュータグラフィックスによる仮想物体を作成して配置し、前記眼の位置、中心視線方向及びレンズ系通過点を時系列に変えて見るストーリーを作成し、そのストーリーにしたがって各時点で第2の発明にかかる眼光学系のシミュレーション法を用いて回旋網膜像を作成し、該各網膜像を編集して回旋網膜像の動画像を作成することを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法である。

【0012】第5の発明は、第2ないし第4のいずれかの発明にかかる眼光学系のシミュレーション方法において、前記PSF取得工程は、各該当画素の代表する物体点から出射し、前記眼球モデルの入射瞳を均等に分割して設定した各点を通る光線のデータを全て光線追跡法で求め、PSFを前記眼球モデルの網膜上の光線スポット分布密度として、又は波動光学に基づく回折積分として求めることを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法である。

【0013】第6の発明は、第2ないし第4のいずれかの発明にかかる眼光学系のシミュレーション方法において、前記PSF取得工程は、予め三次元物体空間に有限数の物体標本点を設定し、また、前記入射瞳面上に有限数の通過標本点を選び、前記物体標本点及び通過点標本点との全ての組み合わせによる光線データを光線追跡法で求め、スプライン補間係数データを作成し、前記原画像の各画素の代表する物体点から出射し、入射瞳を均等に分割した各点を通る光線データを前記予め準備したスプライン補間係数データを用いてスプライン補間法で求め、PSFを網膜上光線のスポット分布密度として、又は波動光学に基づく回折積分法として求めることを特徴とする眼光学系シミュレーション方法である。

【0014】第7の発明は、第2ないし第4のいずれかの発明にかかる眼光学系のシミュレーション方法において、前記PSF取得工程は、PSFを一定の関数近似させてそのパラメータで表し、予め三次元物体空間に有限数の物体標本点を選び、全ての物体標本点におけるPSFとその近似関数パラメータを求め、スプライン補間係数データを作成し、前記原画像の各画素に関するPSFパラメータを前記予め準備したスプライン補間係数データを用いてスプライン補間法で求めることを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法である。

【0015】第8の発明は、第2ないし第7のいずれかの発明にかかる眼光学系のシミュレーション方法において、前記回旋網膜像又は前記回旋網膜像の動画像を画像表示手段によって表示するとともに、これらの画像が前

記レンズ系のどの位置を通しての画像であるかを前記画像表示手段に表示することを特徴とする眼光学系のシミュレーション方法である。

【0016】第9の発明は、眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション装置において、仮想三次元空間内にコンピュータグラフィックスによる仮想物体を作成して配置し、この仮想物体が、特定の位置に回旋中心点を置き且つ特定の中心視線方向を持つ眼に入る特定視野角の画像を原画像として作成するとともに、前記原画像の各画素の代表する物体点位置と眼の回旋中心点との距離である物体点距離を求める原画像作成手段と、前記眼の前に配置するレンズ系上に前記中心視線通過点を設定し、視野中心物体点から出射して前記中心視線通過点を通過し、前記回旋中心点に向かう光線を光線追跡法で求め、この求めたレンズ系の出射光線方向を中心視線とする視野をレンズ系通過後視野と定義したとき、このレンズ系通過後視野における前記原画像の各画素の対応する物体点への視線の方向及び屈折率を通過点を光線追跡法で求め、前記レンズ系による歪みを含めた画像を作成する歪み原画像作成手段と、前記眼の光学系として調節対応眼球モデルを導入し、前記原画像の各画素に対し、前記原画像作成工程で得られた物体点距離と、前記歪み原画像作成工程で得られた物体点から出射する主光線のレンズ系通過点における度数に合わせて前記眼球モデルの調節状態を設定し、前記レンズ系とその視線方向に合わせて回旋した眼球モデルとの合成光学系において、前記物体点から出射する光による前記調節対応眼球モデルの網膜上の輝度分布を表すPSF (Point Spread Function: 点広がり関数) を求めるPSF取得手段と、前記歪み原画像作成工程で作成したレンズ系による歪みを含めた画像と前記PSF取得工程で得られた各画素のPSFとの畳み込み演算 (convolution) を行ない、前記仮想三次元空間に配置した仮想物体を特定の位置及び視線方向の眼で前記レンズ系の特定位置を通して見た場合の回旋網膜像を作成する畳み込み手段とを有することを特徴とする眼光学系のシミュレーション装置である。

【0017】第10の発明は、眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション装置において、仮想三次元空間内にコンピュータグラフィックスによる仮想物体を作成して配置し、前記眼の位置、中心視線方向及びレンズ系通過点を時系列に変えて見るストーリーを作成し、そのストーリーにしたがって各時点で請求項8に記載の眼光学系のシミュレーション装置を用いて回旋網膜像を作成し、該各網膜像を編集して回旋網膜像の動画像を作成する手段を有することを特徴とする眼光学系のシミュレーション装置である。

【0018】第11の発明は、第9又は第10の発明に

かかる眼光学系のシミュレーション装置において、前記回旋網膜像又は前記回旋網膜像の動画像を表示するとともに、これらの画像が前記レンズ系のどの位置を通しての画像であるかを表示する画像表示手段を有することを特徴とする眼光学系のシミュレーション装置である。

【0019】

【発明の実施の形態】（実施例1）図1は本発明の実施例1にかかる眼光学系のシミュレーション方法における回旋網膜像作成の流れを示す図、図2は回旋網膜像の座標系を示す図、図3はレンズ系を装用した場合の回旋網膜像の座標系を示す図、図4はNavarro模型眼の光学パラメータ（非調節状態）を示す図、図5はNavarro模型眼の水晶体レンズの調節力依存式を示す図、図6はPSFの説明図、図7は光線追跡と入射瞳との関係を示す図、図8は入射瞳の分割法を示す図、図9は網膜位置と入射角度を示す図である。以下、これらの図面を参照にしながら本発明の実施例1にかかる眼光学系のシミュレーション方法を説明する。

【0020】この実施例にかかる眼光学系のシミュレーション方法は、コンピュータグラフィックスによって作成した三次元物体像をレンズを通して見たときの回旋網膜像の静止画像を得る方法である。なお、回旋網膜像とは、本発明者等が見出した一定の仮定に基づき、上記三次元物体像に光学作用を考慮した画像処理を施すことによって、眼で知覚される像を近似的に再現した像である。すなわち、回旋網膜像とは、眼の網膜面に投影される光学像ではなく、視野内の全ての物体点に対して眼球を回旋させ、中心窩で捕らえた像を繋ぎ合わせた像として定義される。

【0021】実施例1にかかる眼光学系のシミュレーション方法は、大きく分けて、（1）原画像作成工程、（2）歪み原画像作成工程、（3）PSF取得工程、（4）畳み込み工程、とからなる。

【0022】（1）原画像作成工程

この工程は、仮想三次元空間内にコンピュータグラフィックスによる仮想物体を作成して配置し、この仮想物体が、特定の位置に回旋中心点を置き且つ特定の中心視線方向を持つ眼に入る特定視野角の画像を原画像として作成するとともに、前記原画像の各画素の代表する物体点位置と眼の回旋中心点との距離である物体点距離を求める工程である。以下説明する。

【0023】①原画像の基礎となる仮想物体像の作成  
まず、周知のコンピュータグラフィックスの手法によって、仮想三次元空間に仮想三次元物体を作成して配置する。例えば、室内に机、椅子、家具等を配置し、あるいは、野外に花壇、樹木、標識等を配置した像を作成する。

【0024】②原画像の作成

上記作成した仮想物体が、特定の位置に回旋中心点を置き且つ特定の中心視線方向を持つ眼に入る特定視野角の

画像を原画像として作成する。すなわち、図2に示されるように、特定視野として、視野四角錐 $A_1, A_2, A_3, A_4$ を設定する。視野四角錐 $A_1, A_2, A_3, A_4$ の中心 $A$ が視野の中心である。 $A$ と回旋中心 $O$ とを結ぶ線が中心視線であり、これを $x$ 軸とし、 $O$ を原点とする。そして、視野四角錐内の任意の物体点である任意の一点 $P(x, y, z)$ の回旋網膜座標を $\Psi = \tan \beta = y/x$ ,  $\xi = \tan \gamma = z/x$ とする。ここで、 $\beta$ と $\gamma$ とは $P(x, y, z)$ の方位角である。視野内の各物体点をこの座標系で表せば空間上の任意の直線が回旋網膜像上直線として映る。この座標系で各物体点を表した画像を原画像とする。また、 $P(x, y, z)$ の座標値から各物体点距離を求める。

【0025】（2）歪み原画像作成工程

この工程は、眼の前に配置するレンズ系上に前記中心視線通過点を設定し、視野中心物体点から出射して前記中心視線通過点を通り、回旋中心点に向かう光線を光線追跡法で求め、この求めたレンズ系の出射光線方向を中心視線とする視野をレンズ系通過後視野と定義したとき、このレンズ系通過後視野における原画像の各画素の対応する物体点への視線の方向及びレンズ系通過点を光線追跡法で求め、レンズ系による歪みを含めた画像を作成する工程である。

【0026】すなわち、図3に示されるように、図2における原点 $O$ と $A$ の中間における $O$ に近い位置にレンズ $L$ を配置する。視野四角錐内の物体点から出射された光線はレンズ $L$ によって屈折されて $O$ 点に到達する。したがって、 $A$ 点を注視するためには眼球を $OB$ 方向に向けなければならない。視野を表す視野四角錐も $B_1, B_2, B_3, B_4$ （レンズ系通過後視野）となる。そのときの回旋網膜像は $x'$ 軸を注視線（中心視線）とした座標系をとらなければならない。これをレンズ上各点の度数を考慮して光線追跡によって求め、こうして求めた物体点座標による像を歪み原画像とする。

【0027】なお、上述のように、レンズを通した場合、視野内の各点の回旋網膜像上の座標が裸眼の場合と異なり、相対位置関係が変化してしまう。これが眼鏡レンズの歪みが発生する原因である。 $OB$ 方向はレンズ使用位置により変化する。特に累進レンズの場合は変化が激しい。視野内の他の光線も眼に入射する角度が変化し、特に累進レンズの場合その変化が不均等なので、揺れや歪みとして知覚される。

【0028】（3）PSF取得工程

この工程は、眼の光学系として調節対応眼球モデルを導入し、原画像の各画素に対し、原画像作成工程で得られた物体点距離と、歪み原画像作成工程で得られた物体点から出射する主光線のレンズ系通過点における度数に合わせて眼球モデルの調節状態を設定し、レンズ系とその主光線方向に合わせて回旋した眼球モデルとの合成光学系において、物体点から出射する光線による調節対応眼



球モデルの網膜上の輝度分布を表すPSF (Point Spread Function: 点広がり関数) を求める工程である。

#### 【0029】①調節対応眼球モデルの導入

歪み原画像が眼の光学系を通して網膜上に結像した像が回旋網膜像であるので、眼の光学系のモデルの導入が必要である。この場合、眼には物体距離に合わせて調節作用があるので、それも考慮しなければならない。この実施例では、調節作用も考慮した眼球モデルであるR・Navarroらによる調節依存性眼球モデルを用いた。Navarroのモデルでは近軸値のみならず、球面収差と色収差も眼の実測値に合わせるようになっている。簡単な4面構成で、そのうち3面は二次曲線の非球面である。水晶体は屈折率分布構造になっておらず、追跡計算が簡単である。曲率半径、厚み、非球面度は調節パワーの対数に比例して変化する。図4にNavarroの調節依存性眼球モデルの無調節時の光学パラメータを示した。また、図5に調節依存するパラメータの依存式を示した。非球面は $y^2 + z^2 + (1+Q)x^2 - 2Rx = 0$ で表される。Qは非球面度である。

#### 【0030】②PSFの計算

##### a. PSFの意味

一般に、光学系による光学像は光学系のPSF (Point Spread Function: 点広がり関数) を求め、これを実画像と畳み込み演算 (convolution) を行なうことで求められる。このPSFは、図6に示したように、実物体の一点から放射された光線が結像面に集光される点 (スポット) の集合状態を表す関数であり、単位面積あたりのスポット数で表すことができる。完全な光学系であればPSFは結像点にすべてのスポットが集まり、その分布は垂直な直線となるが、通常は広がったガウス分布に類似した形状となる。物体は点から構成されていると考えられるので、物体の輝度分布とPSFのコンボリューションでその像が得られる。

##### 【0031】b. PSFの計算方法

図7は物体点Pを、レンズ上のQ点を通して見た場合のPSFを求めるための光学系において追跡光線と入射瞳の関係を示す図である。物体点Pからの光線は、レンズ表面Q点で屈折され、射出方向は変化し、回旋点Oに到達する。眼には物体点Pが射出光線方向QOの延長線上にあるように見える。このように、Pを見るときはまず眼球の光軸をQO方向に回旋し、そしてPの距離およびQ点の屈折力に合わせて調節度を決め、調節を行う。この時点で光学系が固まり、PSFを求めることができる。

【0032】上述のように、PSFは物体点から放射され、入射瞳を均等に分割した多数の領域の中心を通過した光線の、結像面上のスポットの密度である。入射瞳の位置は、厳密にいうと瞳孔の物体側共役点である。しか

し、瞳孔位置は回旋によって変化し、調節状態によってもその共役点の位置が異なる。一方、回旋中心の位置は固定であるうえ、瞳孔の共役点との距離が物体距離に比べて微小である。したがって、裸眼の場合入射瞳の位置は回旋中心と考えても差し支えない。眼鏡を装用したとき、光学系全体の入射瞳は回旋中心点の眼鏡レンズに対する共役点だが、累進レンズの場合通過点によってパワーが異なり、その位置が微妙に変化する。その変化量も物体距離に比較して微小であるので、入射瞳の位置はPQの延長線上のO'点にあり、 $PO = PO'$ と仮定することができる。

【0033】正確なPSFを求めるには、入射瞳を均一分布の多数の小領域に分割することが重要である。図8のように、格子分割と輪帯分割の二種類の分割法がある。格子分割は良い均等性が得られるが、四隅の無駄な部分があるため、予定光線の70%程度しか追跡できない。一方輪帯分割では個の輪帯で本の光線を追跡でき、輪帯の位相角を調整してスポットの均等性を上げることができる。この実施例では輪帯分割法を採用した。

【0034】このように、PSFは物体点から発射して入射瞳の均等分割点を通過する多数の光線を追跡し、網膜面上のスポットを数えることで得られる。ところが、このPSFは網膜位置 ( $y_r, z_r$ ) の関数であり、回旋角の正接 ( $\Psi, \xi$ ) を座標とする回旋網膜像とは直接コンボリューション演算することができない。したがって、網膜位置に対応する入射光線の角度を求める必要がある。ほとんどの場合 ( $y_r, z_r$ ) は光軸から近いので、近軸光学の式を適用できる。つまり、図9のように、( $y_r, z_r$ ) に対応する入射光線の光軸からの偏角 ( $\beta_r, \gamma_r$ ) は  $\tan \beta_r = y_r / f$ ,  $\tan \gamma_r = z_r / f$  である。ここで、fは眼球の焦点距離である。厳密には物体距離と目の調節状態により入射角と網膜位置の関係式は変わるが、目の場合、物体距離が焦点距離に比べて非常に長いので、無限遠方と見なすことができる。

【0035】図7の任意物体点Pを見た場合を考えると、網膜位置 ( $y_r, z_r$ ) に対応する注視線からの角度は、Pの方向角度 ( $\beta, \gamma$ ) からさらに ( $\beta_r, \gamma_r$ ) 偏角したものである。ここで注意したいのは、その角度は一般に ( $\beta + \beta_r, \gamma + \gamma_r$ ) とはならず、リスティング回旋の法則を用いて求める必要がある。このように、光線追跡で求めた網膜上のPSF ( $y_r, z_r$ ) を入射光線角度座標上のPSF ( $\Psi, \xi$ ) に変換することができ、物体の輝度分布とのコンボリューションが可能になった。図10に、以上説明したPSF取得の概略手順を纏めてPSF取得方法一として示した。

##### 【0036】(4) 畳み込み工程

この工程は、歪み原画像作成工程で作成したレンズ系による歪みを含めた歪み原画像とPSF取得工程で得られた各画素のPSFとの畳み込み演算 (convolut

ion)を行ない、仮想三次元空間に配置した仮想物体を特定の位置及び視線方向の眼でレンズ系の特定位置を通して見た場合の回旋網膜像を作成する工程である。畳み込み演算は、例えば、以下のようにして行なう。像面での理想像の光強度分布を  $f(\mu, \nu)$ 、点  $(\mu, \nu)$  \*

$$g(\mu, \nu) = \int_{\nu-a}^{\nu+a} \int_{\mu-a}^{\mu+a} f(u, v) p(u, v, u-\mu, v-\nu) du dv$$

【0038】ここで、 $p(u, v, u-\mu, v-\nu)$  は各点  $(u, v)$  から  $(u-\mu, v-\nu)$  離れた点におけるPSFの値である。また、 $a$  はPSFの広がり半径である。この式を用い、網膜上の全ての点において光強度を求めることにより、回旋網膜像の静止画像を得ることができる。図11は実施例1の方法によって得られた回旋網膜像の静止画像の例を示す図である。この例は右目遠用0.00D 加入2.00Dの眼鏡用累進レンズ(HOYALUX GP; ホーヤ株式会社の商品名)の近用部分を通して、卓面上にある印刷物を333mmの距離で見た場合の回旋網膜像である。視野は左右50°、上下38.5°である。右上隅の円形は中心視線のレンズ通過点位置を示すための表示である。この通過点位置は、図では識別できないが、円形内に赤色の点で示される。この円形はレンズの輪郭を表し、円形内の中心に付された点はレンズの幾何中心を示し、幾何中心の上下の○印は遠用測定点(上)及び近用測定点(下)を示す。R文字を裏にしたマークは右レンズであることを示す。図11の例は中心視線のレンズ通過点が近用測定点(下の○)上にある場合の例である。左右におけるボケと歪みが如実に再現されていることがわかる。

【0039】この実施例によれば、累進多焦点レンズ等のレンズ系を通して見たときに知覚されるボケや歪みを近似的に再現した画像が得られる。すなわち、健康裸眼であれば視野全体が鮮明に知覚されるが、老眼者が累進多焦点レンズを装用した場合には、視野の一部のみが鮮明に見え、他の部分はボケや歪みをとまって見える。この実施例によれば、そのような老眼者が知覚するであろう像を画像として再現できる。したがって、得られた画像を表示装置に表示すれば、老眼でもない設計者自身が自ら設計した累進多焦点レンズの見え味を装用者の立場に立って確認することができるという、最も望ましい評価が可能になる。

【0040】(実施例2) この実施例は、実施例1における回旋網膜像の静止画像を、眼の位置と視線方向を変えながら時系列に多数作成し、回旋網膜像の動画像を得る例である。したがって、この実施例は、原画像を作成する際に、眼の位置と視線方向とを時系列にどのように変えるかのストーリーを作成する工程と、時系列に得られた1枚1枚の静止画像を編集して動画像にする工程とを付加する外は基本的に実施例1と同じであるので、図

\*におけるPSFを  $p(x, \mu, u, v)$  とすると、網膜上の点  $(\mu, \nu)$  における光強度は下記式で表される。

【0037】

【数1】

11に全体の流れを示す図を掲げてその詳細説明は省略する。なお、ストーリーには、レンズ通過点のストーリーも必要であることは勿論である。また、ストーリー作成の方法としては、全ての時刻での眼の位置、視線方向及びレンズ通過点を定めるのではなく、スプライン補間法をとれば、滑らかな視線移動が実現される。

【0041】ところで、この実施例において、計算処理等に最も時間を要する工程がPSF取得工程である。特に、レンズ系が累進多焦点レンズである場合には、全ての視線方向におけるPSFが異なるため、全ての画素に対してPSFを求める必要がある。例えば、800×600の画像で、PSFを求めるときに追跡する光線の本数を400(決して多くない)に設定すると、全体に192,000,000回光線追跡計算を行うことになる。光学系の面の複雑さや面数にもよるが、コンピュータの計算能力が秒間3,000本と仮定すると、64,000秒、つまり17時間46分40秒になる。これは、まだ畳み込み演算などの必要時間を考慮に入れていない場合の計算時間である。今回のシミュレーションは動画を目標とするので、秒間30コマで、一分間の映像を作成するために1800枚の画像をシミュレーションしなければならない。すると、光線追跡の時間だけでも32,000時間=1333日、約3年8ヶ月かかる。したがって、PSFを光線追跡だけに頼って求めることは、理論的には可能だが、計算量の膨大さから考えるととても現実的ではない。

【0042】そこで考えたのは、すべての物体点に対して光線追跡するのではなく、標本点だけに光線追跡を行い、その他の点についてはスプライン補間で求める方法である。空間上任意点Aは、直交座標  $(x, y, z)$  で表現しても良いが、眼鏡の場合眼からの距離が重要なので、回旋点からの距離の逆数  $D_1$  と方位角の正接  $\psi$ 、 $\zeta$  で表した方が適切である。つまり、

【0043】

【数2】

$$D_1 = \frac{1}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}}, \psi = \frac{y}{x}, \zeta = \frac{z}{x}$$

【0044】である。点Aから発する任意光線、すなわち仮入射瞳平面上任意点  $(y_0, z_0)$  を通過する光線を追跡して得られる光線データ(網膜上の交点に対応する入射光線の  $t k_0, c f_0$ 、光路長など)は、 $D_1$ 、

$\psi, \zeta, y, z$  の関数である。すなわち、 $tk_m = F_i(D_1, \psi, \zeta, y, z)$ 、 $ck_m = F_i(D_1, \psi, \zeta, y, z)$ 、 $pk_m = F_i(D_1, \psi, \zeta, y, z)$  で表現することができる。色収差を考  
える場合は更に波長次元を追加するとよい。各変数  
 $D_1, \psi, \zeta, y, z$  それぞれの所定範囲内に適当  
な数、位置に標本点を設け、その5次元格子上のすべての  
標本点に対して、あらかじめ光線追跡を行って光線デ  
ータを求めれば、所定範囲内(5次元ボックス)任意点  
についての光線データをスプライン補間によって求める  
ことができる。

【0045】次にスプライン補間演算の高速化を検討す  
る。一次元スプライン補間は、  
【数3】

$$F(x) = \sum_{i=1}^n C_i N_i(x)$$

\*

$$F(D_1, \psi, \zeta, y, z) = \sum_{i,j,k,l,m} C_{i,j,k,l,m} N_m(z) N_l(y) N_k(\zeta) N_j(\psi) N_i(D_1)$$

【0047】で表される。ここで、 $i, j, k, l, m$   
は各次元の節点番号であり、それぞれ標本点数だけ変化  
する。つまり、項の数は各次元の標本点数の積になるわ  
けである。しかし、上述の基底関数の局所性により、あ  
る一点については、ゼロでない項の数は、各次元の階数  
の積である。各次元のスプライン階数が4の場合、項の  
数は $4^5 = 1024$ である。つまり一回の補間演算では、足※30

$$F(D_1, \psi, \zeta, y, z) = \sum_i \left( \sum_j \left( \sum_k \left( \sum_l \left( \sum_m C_{i,j,k,l,m} N_m(z) \right) N_l(y) \right) N_k(\zeta) \right) N_j(\psi) \right) N_i(D_1)$$

【0049】に書き直すと、若干減らすことができる。  
これは、1次元の補間のネスト構造であり、次元の順番  
は自由に変えることができる。掛け算と足し算はともに  
 $4 + 4 \times (4 + 4 \times (4 + 4 \times 4)) = 1364$ 回であ  
り、ほぼ1/3の計算時間で済む。一般的には、 $n$ 次元  
の $M$ 階スプライン補間演算に必要な掛け算の回数は、

【0050】

【数6】

$$\sum_{i=1}^n M^i = \frac{M}{M-1} (M^n - 1)$$

【0051】である。このような方策を採りいれても、

\*で表される。ここで、 $i$ は各次元の節点番号、 $C_i$ はそ  
の係数、 $n$ は標本点数である。 $N_i(x)$ は $i$ 番節点に  
対応する基底関数であり、階数 $M$ の場合、 $i$ 番節点と  
 $i+M$ 番節点との間の範囲でゼロでない値を持ち、隣接節  
点間は $m-1$ 次多項式で表される(基底関数の局所  
性)。言い換えると、 $x$ の定義域内の点任意 $a$ におい  
ては、多くて $M$ 個のゼロでない $N_i(x)$ しか存在しな  
い。したがって、補間式は一見 $n$ 項あるように見える  
が、 $x=a$ においては実質 $M$ 項であり、 $M$ 回の掛け算と  
 $M$ 回の足し算で $F(a)$ が得られる。五次元スプライン  
補間は、

【0046】

【数4】

※し算1024回、掛け算 $1024 \times 5 = 5120$ 回行うことになる。  
一般的には、 $n$ 次元の $M$ 階スプライン補間演算に必要な  
掛け算の回数は、 $n \times M^5$ であり、次元数が大きく  
なるにつれて急激に計算負担が増える。ところが、上式  
を、

【0048】

【数5】

まだ計算量が大きく、実用的でない。一般的に、多次元  
スプライン補間の演算時間を上記の方法より更に短縮す  
ることは困難であろう。しかし、PSFを求める場合  
は、その特殊な事情ゆえに、もっと短縮する方法があ  
る。物体上一点( $D_0, \psi, \zeta$ )のPSFを求める  
ためには、入射瞳面( $y, z$ 平面)上多数(例えば  
400)の点と結ぶ光線データが必要である。400回五次  
元スプライン補間の三次元の変数は同じ値を入れること  
になる。もし、その400回の補間を二次元スプライン補  
間で行えば、計算時間の大幅短縮が可能である。五次元  
スプライン補間式を次のように書きかえる。

【0052】

【数7】

$$F(y_p, z_p) = \sum_{l,m} c_{l,m} N_l(y_p) N_m(z_p)$$

$$c_{l,m} = \sum_{i,j,k} C_{i,j,k,l,m} N_i(D_0) N_j(\psi_0) N_k(\xi_0)$$

【0053】この式は、五次元スプライン空間のうち、三次元の変数が確定した場合の二次元空間を求める方法を表している。ここで、この二次元スプラインを点(D, ψ, ξ)の縮退空間といい、c<sub>l,m</sub>は縮退スプラインの係数である。もちろん縮退スプラインの節点、基底関数はすべて五次元スプラインと同一である。c<sub>l,m</sub>の数は標本点数の積で、y, z。二次元それぞれ9点の標本点を設定する場合、81個である。各係数を求めるには、式のように三次元スプライン補間を用いる。そして、得られたc<sub>l,m</sub>を用いて、y-z。面上任意一点の光線データを二次元スプライン補間計算することができる。したがって、81回の三次元補間と400回の二次元補間計算を行うだけで、点cにおけるPSFを得ることができる。掛け算の回数は、81×{4/(4-1)}(4<sup>3</sup>-1)+400×{4/(4-1)}(4<sup>2</sup>-1)=14804回であり、1光線あたり約37回である。400回の五次元補間より、計算量の削減効果は顕著である。上記の方法を活用すると、光線追跡の1/10の時間で光線データが得られる。図12に、以上説明したPSF取得の概略手順を纏めてPSF取得方法二として示した。

【0054】次に、PSFのパラメータ化を検討する。上述の通り、光線データを光線追跡の代わりにスプライン補間法で計算することによって、10倍の計算速度を実現した。それにしても、一分間の映像を作成するのに、3年8ヶ月(44ヶ月)の所用時間を、4.4ヶ月に短縮したに過ぎない。1コマ当たりの処理時間でいうと、6400\*

\*0秒(17時間46分40秒)が6400秒(1時間46分40秒)に短縮しただけである。実用的には1コマ当たりの処理時間を数分にしたいのである。現状の方法では、PSFを取得するための計算がもっとも時間がかかるので、それを短縮するのが一番効果的である。

【0055】厳密にある物体点(D, ψ, ξ)のPSFを取得するには、多数の光線を追跡または補間し、その光線密度を求めなければならない。しかも得られたPSFは画素単位の離散関数であり、密度も画素当たりの光線数の形になる。光線が集中している場合(焦点が合っている)は、少数の画素に多量の光線数が入り、連続関数に近いが、広範囲に散らばる(焦点が合わない)場合、単位画素に入る光線数が少なく、誤差が大きい。それをカバーするためにはますます多量の光線が必要となる。そこで、PSFをあらかじめ連続関数に仮定し、そのパラメータを光線追跡のデータを用いて当てはめるようにすれば、上記のジレンマから脱出することができる。そして、すべての物体点におけるパラメータを求める必要がなく、標本点を定めて、スプライン補間(三次元)で求めることができる。

【0056】さて、分布関数をどんな関数にすればよいのかの点について検討すると、ほとんどのPSFは山の形になっているから、二次元正規分布が適切であると考えられる。つまり、

【0057】

【数8】

$$f(\mu, \nu) =$$

$$\frac{1}{2\pi\sigma_\mu\sigma_\nu\sqrt{1-\rho^2}} \exp\left(-\frac{1}{2(1-\rho^2)}\left(\frac{\mu^2}{\sigma_\mu^2} - 2\rho\frac{\mu\nu}{\sigma_\mu\sigma_\nu} + \frac{\nu^2}{\sigma_\nu^2}\right)\right)$$

【0058】ここで、μ, νはそれぞれtk, cf方向の主光線からの偏移量、σ<sub>μ</sub>, σ<sub>ν</sub>, ρは正規分布のパラメータである。これらのパラメータは下記の性質を持っている。 -1<ρ<1 ※σ<sub>μ</sub>>0 ※σ<sub>ν</sub>>0 楕円 ※【数9】

$$\frac{1}{2(1-\rho^2)}\left(\frac{\mu^2}{\sigma_\mu^2} - 2\rho\frac{\mu\nu}{\sigma_\mu\sigma_\nu} + \frac{\nu^2}{\sigma_\nu^2}\right) = \frac{c^2}{2}$$

の全ての点(μ, ν)において、

【数10】

$$f(\mu, \nu) = \frac{1}{2\pi\sigma_\mu\sigma_\nu\sqrt{1-\rho^2}} \exp\left(-\frac{c^2}{2}\right)$$

である。そしてその等確率楕円内の積分は、  
【数11】

$$P(c) = \iint_c f(\mu, \nu) d\mu d\nu = 1 - \exp\left(-\frac{c^2}{2}\right)$$

\*

$$\frac{r^2}{2(1-\rho^2)} \left( \frac{\cos^2 \theta}{\sigma_\mu^2} - 2\rho \frac{\sin \theta \cos \theta}{\sigma_\mu \sigma_\nu} + \frac{\sin^2 \theta}{\sigma_\nu^2} \right) = \frac{1}{2}$$

となる。それを整理すると、

※ ※ 【数13】

$$r^2 = \frac{2(1-\rho^2)}{A + B \cos(2\theta - 2\alpha)}$$

となる。ここで、

【数14】

$$A = \frac{1}{\sigma_\mu^2} + \frac{1}{\sigma_\nu^2}$$

$$B = \sqrt{\left(\frac{1}{\sigma_\mu^2} + \frac{1}{\sigma_\nu^2}\right)^2 - \frac{4(1-\rho^2)}{\sigma_\mu^2 \sigma_\nu^2}}$$

$$\tan 2\alpha = \frac{2\rho\sigma_\mu\sigma_\nu}{\sigma_\mu^2 - \sigma_\nu^2}$$

である。このように、 $A > B$ が確実に成立するので、 $r$ の最大値と最小値、つまり楕円の長短軸の長さは、  
【数15】

$$r_{\max}^2 = \frac{2(1-\rho^2)}{A-B}$$

$$r_{\min}^2 = \frac{2(1-\rho^2)}{A+B}$$

長短軸の角度は $\alpha$ と $\alpha + \pi/2$ とである。これらは非点ボケ方向や程度を評価するための重要な量である。

【0060】このように、二次元正規分布関数は、広がり（ $\sigma_\mu$ 、 $\sigma_\nu$ ）と非点ボケの程度（等確率楕円長短軸比）、角度（長軸の角度）を表すことができる。もちろんPSFの光学系の状態による無限に近い変化を忠実に表すことはできないが、PSFを表現する簡略関数として有効であろう。

【0061】二次元正規分布関数のパラメータ $\sigma_\mu$ 、 $\sigma_\nu$ 、 $\rho$ を、光線データから求める方法を考えると、 $(\mu, \nu)$ 平面に散布する多数の光線の交点（各交点が入射瞳上の各分割点に対応）の統計値を求めて、 $\sigma_\mu$ 、 $\sigma_\nu$ 、 $\rho$ にあてはめる方法を自然に浮かぶ。つまり、  
【数16】

\* 【0059】図13のように、等確率楕円は、外接長方形の形 $\sigma_\mu/\sigma_\nu$ と $\rho$ によって形が決められ、半径数 $c$ によって大きさが決められる。楕円の方程式を極座標に書き換えると、 $c=1$ のときの楕円は、  
【数12】

$$\sigma_{\mu 0} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_i \mu_i^2}$$

$$\sigma_{\nu 0} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_i \nu_i^2}$$

$$\rho = \frac{\frac{1}{N} \sum_i \mu_i \nu_i}{\sigma_{\mu 0} \sigma_{\nu 0}}$$

20

である。ここで、 $N$ は光線数で、 $(\mu_i, \nu_i)$ は交点座標である。 $\sigma_{\mu 0}$ 、 $\sigma_{\nu 0}$ 、 $\rho$ はあくまで分布の統計量であり、近似正規分布のパラメータとしては、多くの場合適当ではない。図14はその例を示している。左側の山はその交点密度を示し、右側の山は $\sigma_{\mu 0}$ 、 $\sigma_{\nu 0}$ 、 $\rho$ をパラメータとした正規分布を示している。

30

【0062】図14のように、 $\sigma_{\mu 0}$ 、 $\sigma_{\nu 0}$ 、 $\rho$ を直接適用した正規分布を採用した場合、主軸方向および長短軸比は実際の分布に即しているが、広がり（ $\sigma_{\mu 0}$ 、 $\sigma_{\nu 0}$ ）の程度が実際の分布とかなりかけ離れている。したがって、適当な比例係数 $k$ を定め、 $\sigma_\mu = k\sigma_{\mu 0}$ 、 $\sigma_\nu = k\sigma_{\nu 0}$ を適用すれば、実際の分布にかなり近い近似が得られると考えられる。問題は如何に $k$ を決めるかということになるが、これについては、等確率楕円内部の確率 $P(c)$ と半係数 $c$ の関係曲線にヒントを得ることができよう。パラメータが $\sigma_\mu = k\sigma_{\mu 0}$ 、 $\sigma_\nu = k\sigma_{\nu 0}$ 、 $\rho$ に変更した場合の正規分布の $P(c)$ 曲線は $P_k(c) = 1 - \exp(-c^2/2k^2)$ である。それを実際の分布の $P_r(c)$ 曲線に近づけるように $k$ を決めればよい。

【0063】図15は、図14の例の $P(c)$ 、 $P_k(c)$ 、 $P_r(c)$ の曲線をプロットしたものである。PSF分布の近似を求める場合、特に中心部分が重要である。したがって、 $c$ が小さい時の $P_r(c)$ 曲線になるべく近い $P_k(c)$ が望ましい。統計値 $\sigma_{\mu 0}$ 、 $\sigma_{\nu 0}$ 、 $\rho$ をそのまま適用した場合の曲線 $P(c)$ は、

50

実際の分布 $P_r(c)$ とは離れており、近似分布関数としては不適である。一方 $k=0.65$ の $\sigma_u=k\sigma_{u0}$ 、 $\sigma_v=k\sigma_{v0}$ 、 $\rho$ を適用した正規分布の曲線 $P_k(c)$ は中心付近に $P_r(c)$ 曲線と一致する部分が多く、実際の分布に近い近似であることが伺える。図16は $\sigma_u=k\sigma_{u0}$ 、 $\sigma_v=k\sigma_{v0}$ 、 $\rho$ を正規分布と実際の分布との比較である。

【0064】この実施例では、 $k$ の値を決めるに当たって、以下の方法を採用している。まず、 $P_r(c)$ 曲線と $P_k(c)$ 曲線の交わる点 $A$ の確率 $P_0$ の値を決める。中心付近重視ということで、ここでは $P_0=0.1$ とする。 $P(c)$ 曲線上 $P(c)=P_0$ の点では、

$$c_0 = \sqrt{2 \ln \frac{1}{1-P_0}} = 0.459$$

である。 $P_r(c)$ 曲線 $A$ 点の $c=C_r$ であれば、 $k=C_r/C_0$ となる。

【0065】他の方法も（例えば $P_r(c)$ と $P_k(c)$ との差を中心付近で最小にするなど）考えられるが、上記の方法がもっとも簡単である。このように、物体空間上任意一点 $(D_0, \psi, \xi)$ のPSF分布関数を、パラメータ $\sigma_u, \sigma_v, \rho$ をもつ二次元正規分布関数で近似することができる。もちろんシミュレーションの過程に遭遇するすべての物体点に対して $\sigma_u, \sigma_v, \rho$ を求める必要がなく、標本点での $\sigma_u, \sigma_v, \rho$ だけをあらかじめ求めておいて、それを用いて任意物体点においての $\sigma_u, \sigma_v, \rho$ をスプライン補間で求めることができる。それによって、計算時間を大幅に節約できる。

【0066】PSF分布関数をパラメータ化することによって、1コマ当たりの処理時間を1時間46分40秒から2～10分程度に短縮することに成功した。処理時間に幅があるのは、ボケの程度によって処理時間が変わるからである。一分間の映像を作成するのに、およそ100時間、つまり一週間程度である。図17に、以上説明したPSF取得の概略手順を纏めてPSF取得方法三として示した。

【0067】上述の実施例2によれば、累進多焦点レンズ等のレンズ系を通して見たときに知覚されるボケや歪みに加えて、眼の位置を変えたり視線を移動した場合の揺れを再現した動画像が得られる。したがって、得られた動画像を表示装置に表示することにより、あたかも自らが装用者になったような臨場感に溢れる評価が可能になる。この回旋網膜像の動画像の表示顔面に視線がレンズを通過する点を表示するようにすれば、視線のレンズ上での移動を確認しながら、ボケ、歪み揺れを見ることができる。

【0068】次に上述の実施例で示したシミュレーションを行なうための装置について簡単に説明する。図18

は実施例のシミュレーションを行なうための装置の概略構成を示すブロック図である。図18に示したように、この装置は、プロセッサ61、読取専用目盛(ROM)62、メインメモリ63、グラフィック制御回路64、表示装置65、マウス66、キーボード67、ハードディスク装置(HDD)68、フロッピーディスク装置(FDD)69、プリンタ70、磁気テープ装置71等から構成されている。これらの要素は、データバス72によって結合されている。

【0069】プロセッサ61は、装置全体を統括的に制御する。読取専用メモリ62には立ち上げ時に必要なプログラムが格納される。メインメモリ63にはシミュレーションを行なうためのシミュレーションプログラムが格納される。グラフィック制御回路64はビデオメモリを含み、得られた画像データを表示信号に変換して表示装置65に表示する。マウス66は表示装置上の各種のアイコン、メニュー等を選択するポインティングデバイスである。ハードディスク装置68はシステムプログラム、シミュレーションプログラム等が格納され、電源投入後にメインメモリ63にローディングされる。また、シミュレーションデータを一時的に格納する。

【0070】フロッピーディスク装置69は原画像データ等の必要なデータをフロッピー69aを通じて入力したり、必要に応じてフロッピー69aにセービングする。プリンタ装置70は回旋網膜像等をプリントアウトするのに用いられる。磁気テープ装置71は必要に応じてシミュレーションデータを磁気テープにセービングするのに使用する。なお、以上のべた基本構成を有する装置としては、高性能のパーソナルコンピュータや一般の汎用コンピュータを用いて構成することができる。

【0071】

【発明の効果】以上詳述したように、本発明にかかる眼光学系のシミュレーション方法及び装置は、レンズ系を通して眼によって知覚される像として、眼の網膜面に投影される光学像ではなく、視野内の全ての物体点に対して眼球を回旋させ、中心窩で捕らえた像を繋ぎ合わせた像として定義される回旋網膜像をコンピュータシミュレーションによって作成して用いることを特徴とするもので、さらに、回旋網膜像の作成は、特定の回旋中心点を持つ眼に入る特定視野角の画像を原画像として作成する原画像作成工程と、この原画像をレンズ系を通して見た場合の歪みを伴う歪み原画像を光線追跡法を用いて作成する歪み原画像作成工程と、レンズ系及び眼鏡モデルよりなる光学系において原画像の物体点からの光による眼球モデルの網膜上のPSFを求めるPSF取得工程と、歪み原画像作成工程で求めた歪み原画像と、PSF取得工程で求めた原画像の各画素のPSFとの畳み込み演算をすることによって行なうことを特徴とし、さらに、得られた回旋網膜像を編集して回旋網膜像の動画像を求めることを特徴とし、さらに、PSF作成工程は、物体点

に標本点を設定してPSFを求め、標本点以外のPSFをスプライン補間法を含む近似法を用いて求めることを特徴とする。これにより、累進多焦点レンズ等のレンズ系を装用した場合における揺れ、歪み、ボケ等を伴う見え方をもシミュレーション可能とする眼光学系のシミュレーション方法及び装置を得ることを可能としたものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】回旋網膜像作成の流れを示す図である。

【図2】回旋網膜像の座標系を示す図である。

【図3】レンズ系を装用した場合の回旋網膜像の座標系を示す図である。

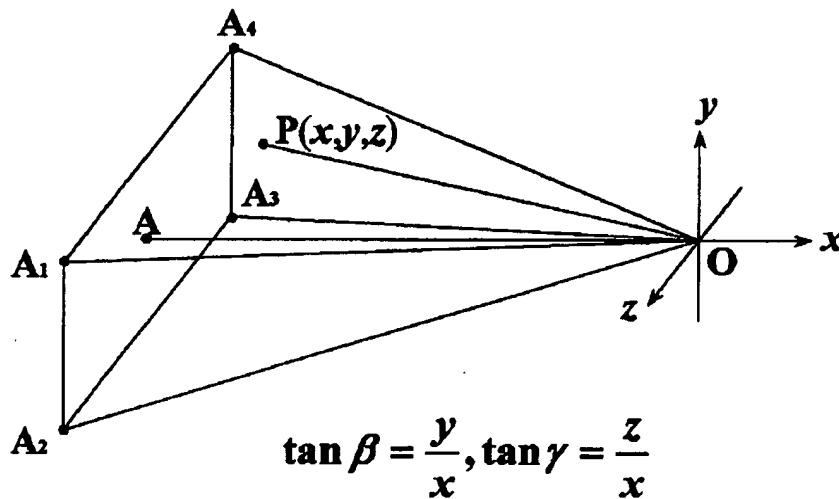
【図4】Navarro模型眼の光学パラメータ（非調節状態）を示す図である。

【図5】Navarro模型眼の水晶体レンズの調節力依存式を示す図である。

【図6】PSFの説明図である。

【図7】光線追跡と入射瞳との関係を示す図である。 \*

【図2】



\* 【図8】入射瞳の分割法を示す図である。

【図9】網膜位置と入射角度を示す図である。

【図10】PSF取得方法一を示す図である。

【図11】回旋網膜像の静止画像の例を示す図である。

【図12】回旋網膜像の動画像作成の流れを示す図である。

【図13】PSF取得方法二を示す図である。

【図14】等確立楕円を示す図である。

10 【図15】光線密度分布及び $\sigma_u$ 、 $\sigma_v$ 、 $\rho$ による近似正規分布を示す図である。

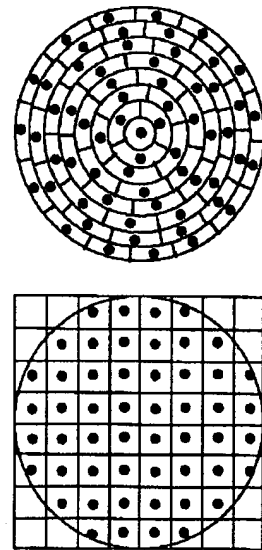
【図16】 $P(c)$ 、 $P_x(c)$ 、 $P_y(c)$ の曲線を示す図である。

【図17】光線密度分布及び $k\sigma_u$ 、 $k\sigma_v$ 、 $\rho$ による近似正規分布を示す図である。

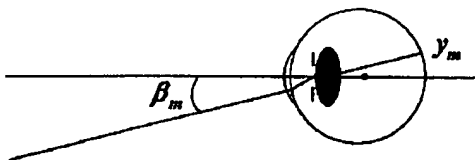
【図18】PSF取得方法三を示す図である。

【図19】本発明にかかる眼光学系のシミュレーション方法を実施するための装置の構成を示すブロック図である。

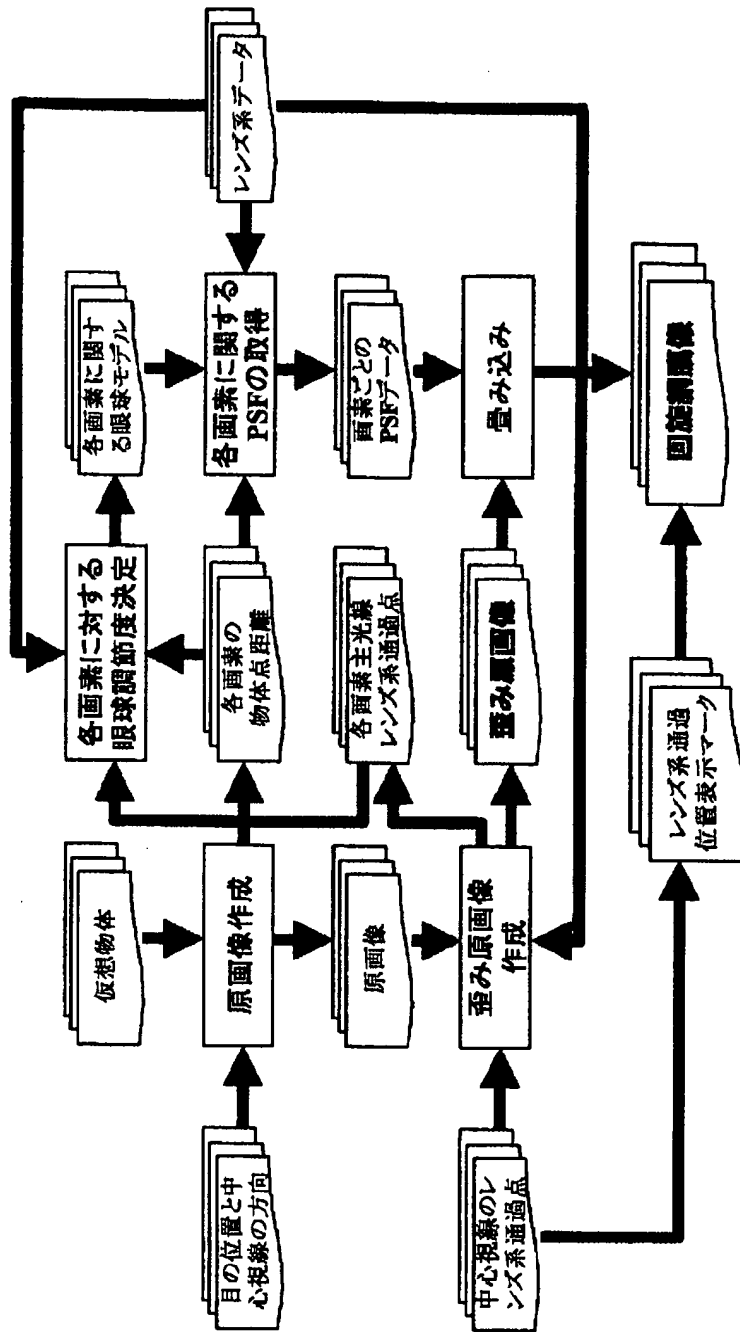
【図8】



【図9】

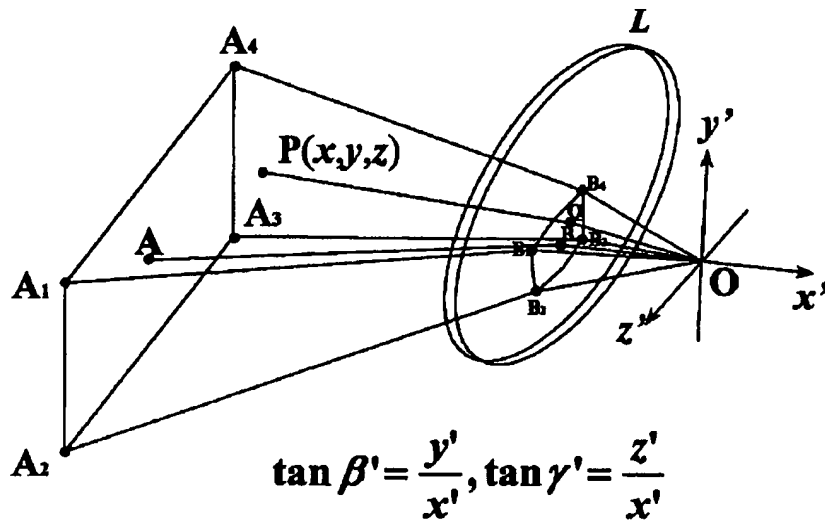


# 回旋網膜像作成の流れ





【図3】



【図5】

### パラメータの調節パワー依存式

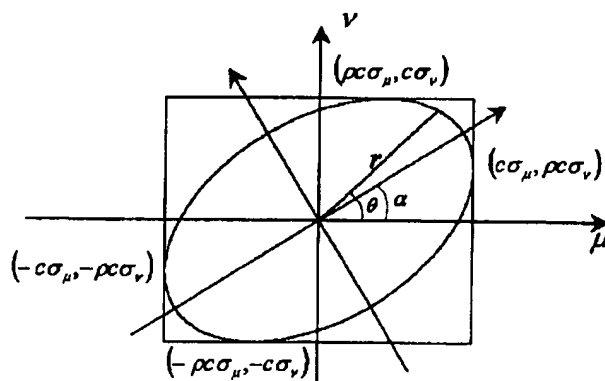
レンズパラメータ	調節パワー(A)に対する依存式
水晶体前面の曲率半径	$R_3(A) = 10.2000 - 1.7500 \ln(A+1)$
水晶体後面の非球面度	$Q_3(A) = -3.1316 + 0.3400 \ln(A+1)$
水晶体前面の曲率半径	$R_4(A) = -6.0000 + 0.2294 \ln(A+1)$
水晶体後面の非球面度	$Q_4(A) = -1.0000 - 0.1230 \ln(A+1)$
前房の厚み	$D_2(A) = 3.0500 - 0.0500 \ln(A+1)$
水晶体の厚み	$D_3(A) = 4.0000 + 0.1000 \ln(A+1)$
水晶体屈折率	$n_3(A) = 1.4200 + 9.00 \times 10^{-5} (10.00A + A^2)$

【図4】

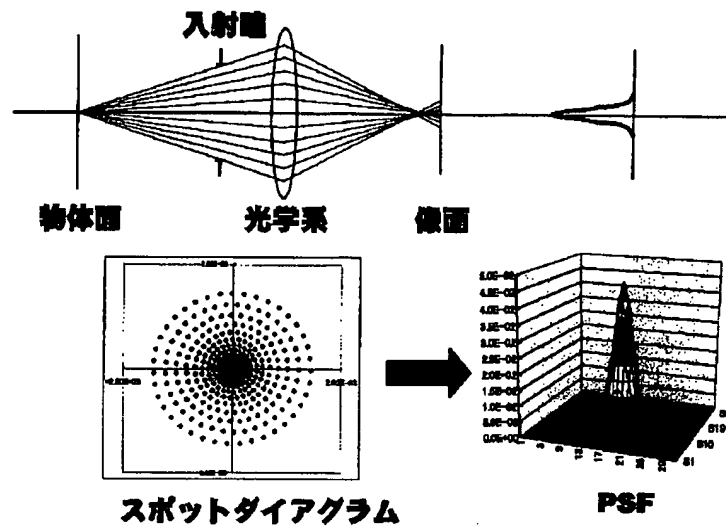
**Navarro 模型眼の光学パラメータ (非調節状態)**

曲率半径(mm)	
角膜前面	7.72
角膜後面	6.2
水晶体レンズ前面	10.2
水晶体レンズ後面	-6.0
非球面度 Q	
角膜前面	-0.26
水晶体レンズ前面	-3.1316
水晶体レンズ後面	-1.0
厚み(mm)	
角膜	0.55
前房	3.05
水晶体レンズ	4.0
硝子体液	16.4
屈折率	
角膜	1.367
前房	1.3374
水晶体レンズ	1.42
硝子体液	1.336
屈折力(D)	
	60.4

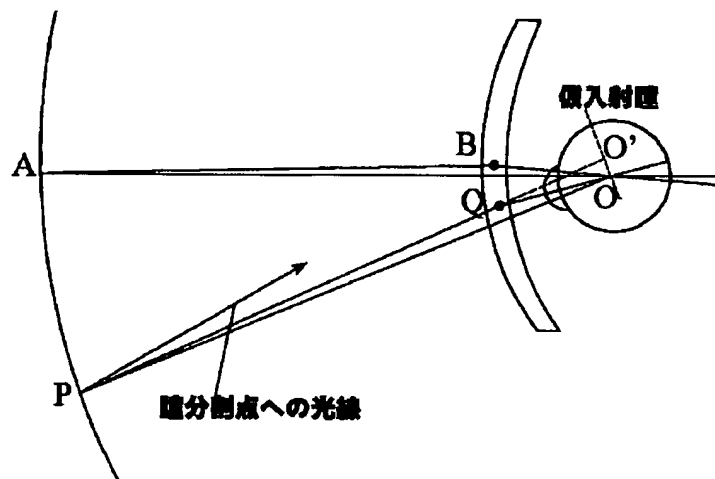
【図14】



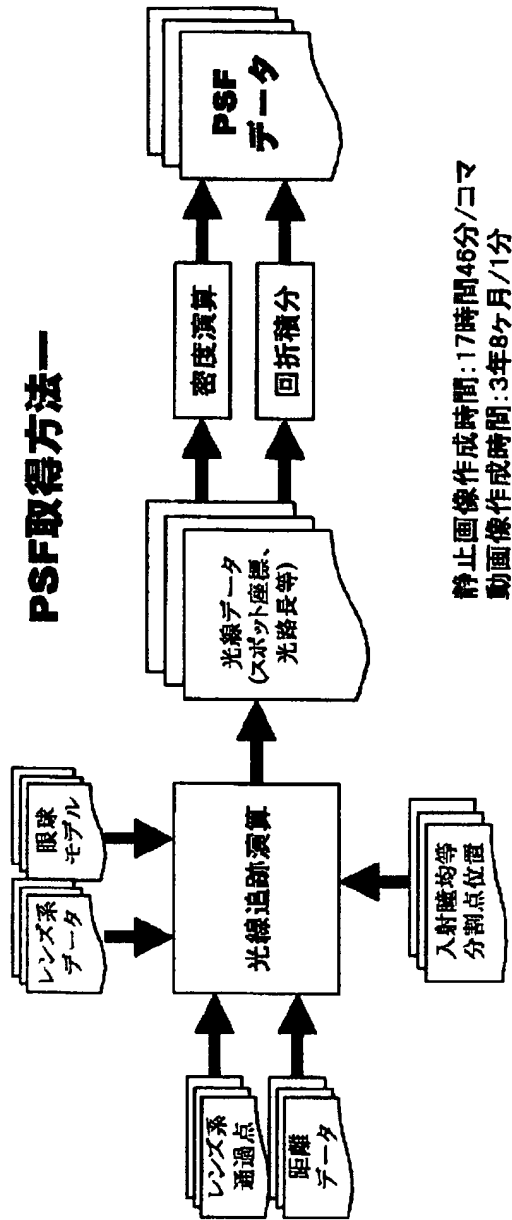
【図6】



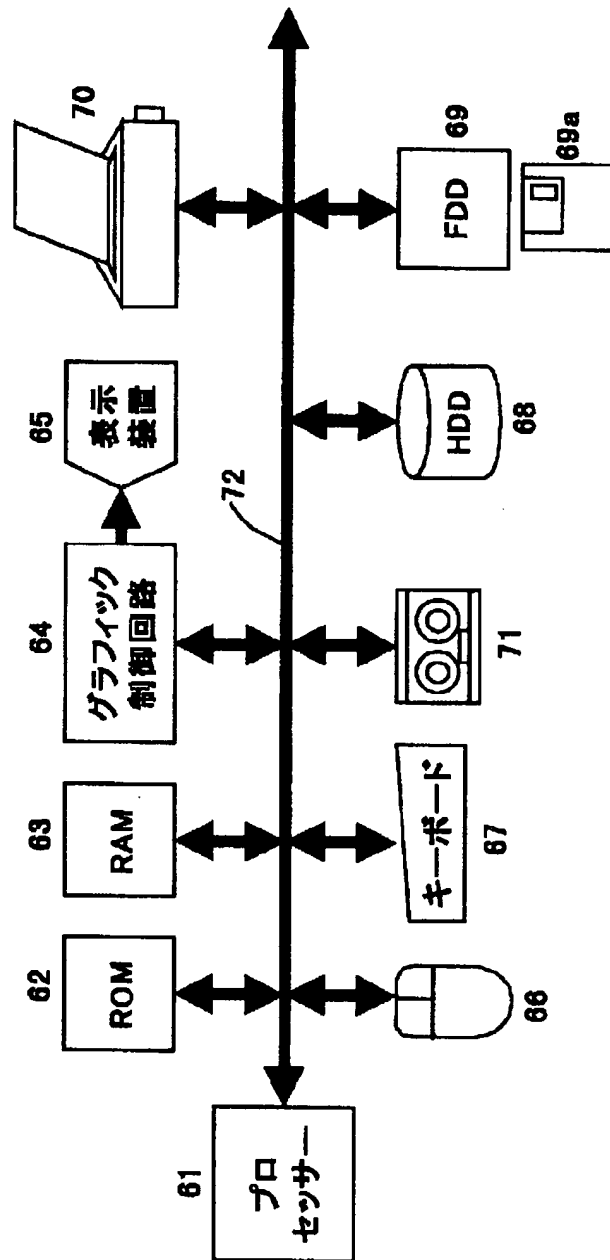
【図7】



【図10】



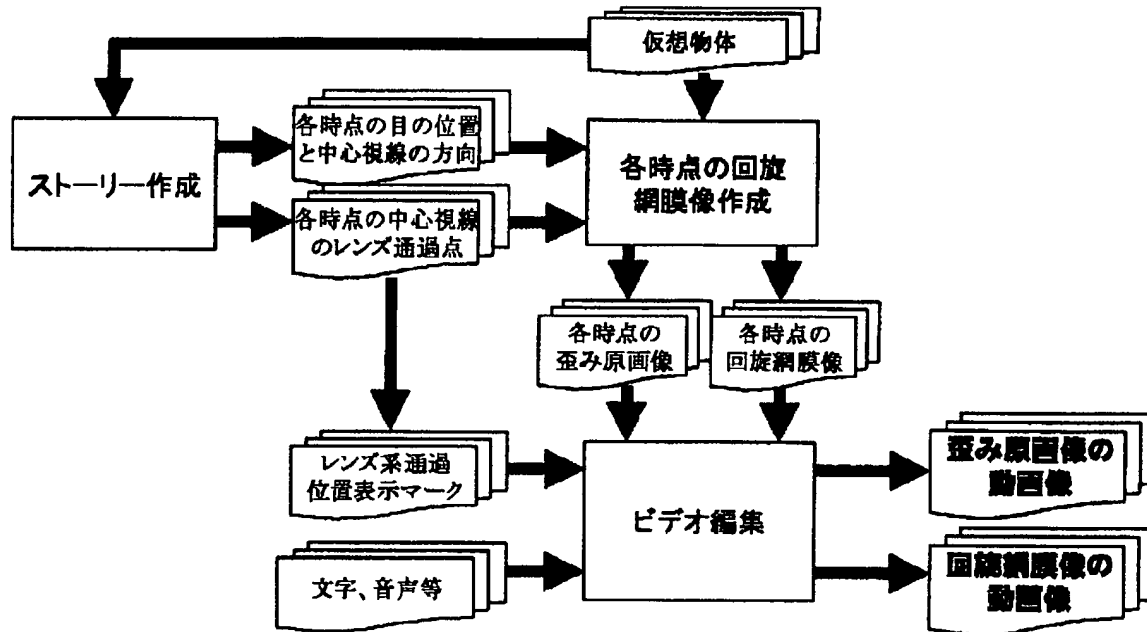
【図19】



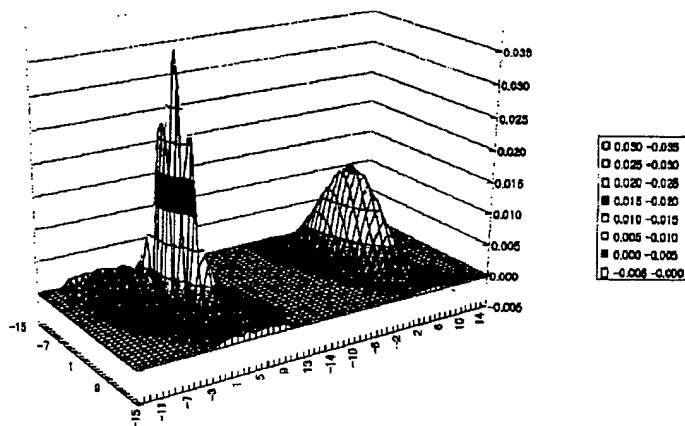


【図12】

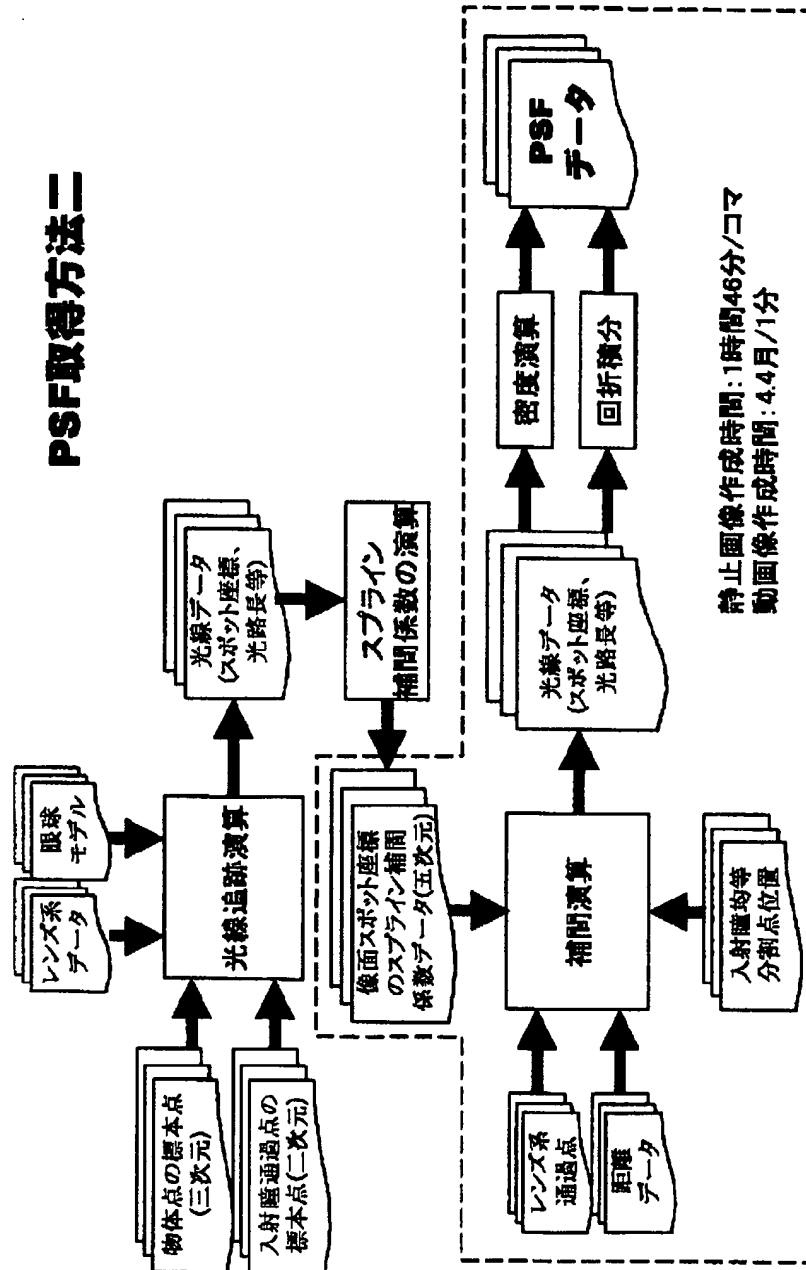
# 回旋網膜像の動画像作成の流れ



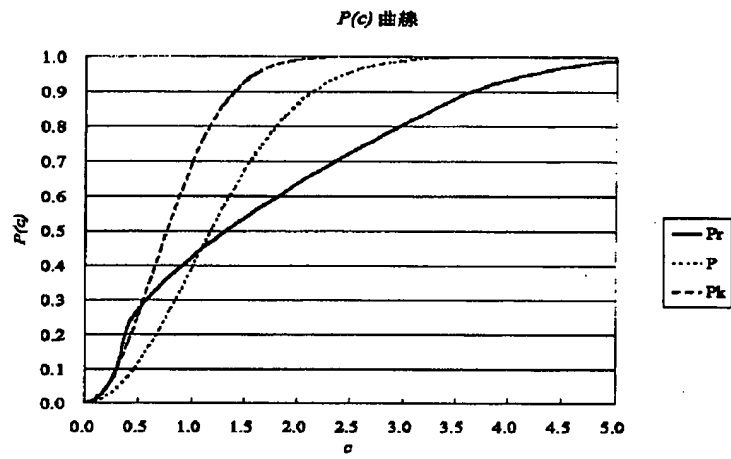
【図15】



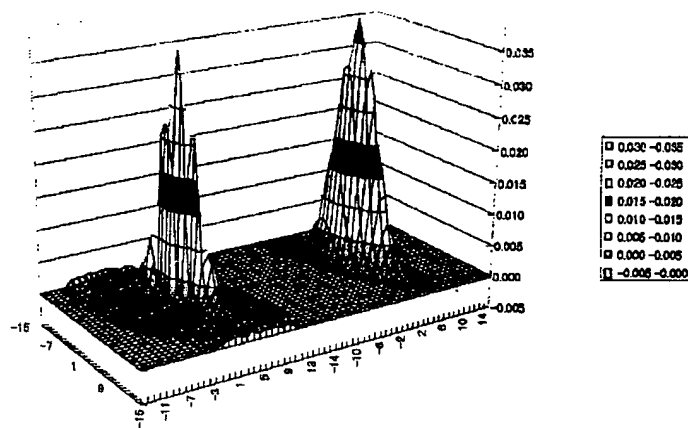
【図13】



【図16】

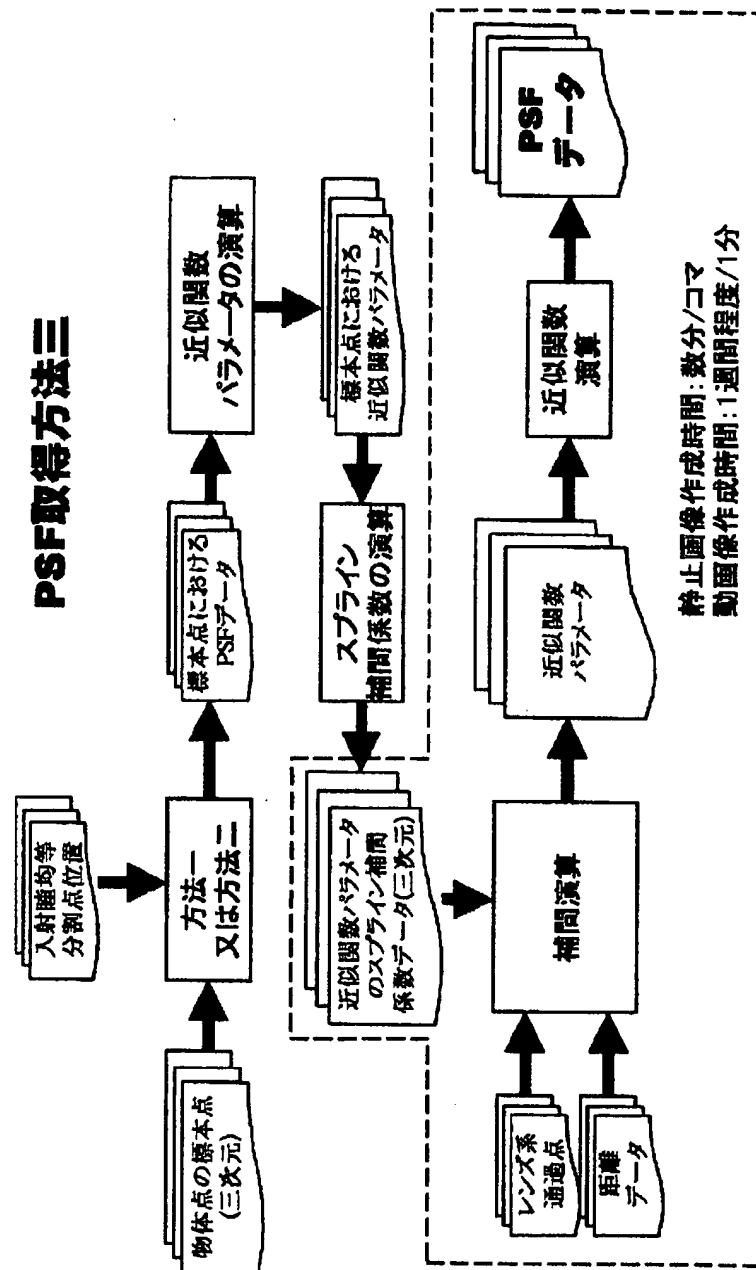


【図17】





【図18】



【手続補正書】

【提出日】平成11年11月2日（1999. 11. 2）

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】請求項10

【補正方法】変更

【補正内容】

【請求項10】 眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション装置において、  
 仮想三次元空間内にコンピュータグラフィックスによる仮想物体を作成して配置し、前記眼の位置、中心視線方向及びレンズ系通過点を時系列に変えて見るストーリーを作成し、そのストーリーにしたがって各時点で請求項

9に記載の眼光学系のシミュレーション装置を用いて回線網膜像を作成し、該各網膜像を編集して回旋網膜像の動画像を作成する手段を有することを特徴とする眼光学系のシミュレーション装置。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0017

【補正方法】変更

【補正内容】

【0017】第10の発明は、眼の前に配置されたレンズ系を通して外界を観察したときの見え方をシミュレーションする眼光学系のシミュレーション装置において、仮想三次元空間内にコンピュータグラフィックスによる仮想物体を作成して配置し、前記眼の位置、中心視線方向及びレンズ系通過点を時系列に変えて見るストーリーを作成し、そのストーリーにしたがって各時点で第9の発明にかかる眼光学系のシミュレーション装置を用いて回旋網膜像を作成し、該各網膜像を編集して回旋網膜像の動画像を作成する手段を有することを特徴とする眼光学系のシミュレーション装置である。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0040

【補正方法】変更

【補正内容】

【0040】（実施例2）この実施例は、実施例1における回旋網膜像の静止画像を、眼の位置と視線方向を変えながら時系列に多数作成し、回旋網膜像の動画像を得る例である。したがって、この実施例は、原画像を作成する際に、眼の位置と視線方向とを時系列にどのように変えるかのストーリーを作成する工程と、時系列に得られた1枚1枚の静止画像を編集して動画像にする工程とを付加する外は基本的に実施例1と同じであるので、図12に全体の流れを示す図を掲げてその詳細説明は省略する。なお、ストーリーには、レンズ通過点のストーリーも必要であることは勿論である。また、ストーリー作成の方法としては全ての時刻での眼の位置、視線方向及びレンズ通過点を定めるのではなく、スプライン補間法\*

\*をとれば、滑らかな視線移動が実現される。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0053

【補正方法】変更

【補正内容】

【0053】この式は、五次元スプライン空間のうち、三次元の変数が確定した場合の二次元空間を求める方法を表している。ここで、この二次元スプラインを点(D<sub>0</sub>, φ<sub>0</sub>, ζ<sub>0</sub>)の縮退空間といい、C<sub>1</sub>, ... は縮退スプラインの係数である。もちろん縮退スプラインの節点、基底関数はすべて五次元スプラインと同一である。c<sub>1</sub>, ... の数は標本点数の積で、y<sub>0</sub>, z<sub>0</sub> 二次元それぞれ9点の標本点を設定する場合、81個である。各係数を求めるには、式のように三次元スプライン補間を用いる。そして、得られたc<sub>1</sub>, ... を用いて、y<sub>0</sub>-z<sub>0</sub> 面上任意一点の光線データを二次元スプライン補間計算することができる。したがって、81回の三次元補間と400回の二次元補間計算を行うだけで、点cにおけるPSFを得ることができる。掛け算の回数は、81×{4/(4-1)}(4<sup>3</sup>-1)+400×{4/(4-1)}(4<sup>2</sup>-1)=14804回であり、1光線あたり約37回である。400回の五次元補間より、計算量の削減効果は顕著である。上記の方法を活用すると、光線追跡の1/10の時間で光線データが得られる。図13に、以上説明したPSF取得の概略手順を纏めてPSF取得方法二として示した。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0059

【補正方法】変更

【補正内容】

【0059】図14のように、等確率楕円は、外接長方形の形σ<sub>μ</sub>/σ<sub>ν</sub>とρによって形が決められ、半径数cによって大きさが決められる。楕円の方程式を極座標に書き換えると、c=1のときの楕円は、

【数12】

$$\frac{r^2}{2(1-\rho^2)} \left( \frac{\cos^2 \theta}{\sigma_\mu^2} - 2\rho \frac{\sin \theta \cos \theta}{\sigma_\mu \sigma_\nu} + \frac{\sin^2 \theta}{\sigma_\nu^2} \right) = \frac{1}{2}$$

となる。それを整理すると、

【数13】

$$r^2 = \frac{2(1-\rho^2)}{A + B \cos(2\theta - 2\alpha)}$$

となる。ここで、

【数14】

$$A = \frac{1}{\sigma_{\mu}^2} + \frac{1}{\sigma_{\nu}^2}$$

$$B = \sqrt{\left(\frac{1}{\sigma_{\mu}^2} + \frac{1}{\sigma_{\nu}^2}\right)^2 - \frac{4(1-\rho^2)}{\sigma_{\mu}^2 \sigma_{\nu}^2}}$$

$$\tan 2\alpha = \frac{2\rho\sigma_{\mu}\sigma_{\nu}}{\sigma_{\mu}^2 - \sigma_{\nu}^2}$$

である。このように $A > B$ が確実に成立するので、 $\gamma$ の最大値と最小値、つまり楕円の長短軸の長さは【数15】

$$r_{\max}^2 = \frac{2(1-\rho^2)}{A-B}$$

$$r_{\min}^2 = \frac{2(1-\rho^2)}{A+B}$$

長短軸の角度は $\alpha$ と $\alpha + \pi/2$ とである。これらは非点ボケ方向や程度を評価するための重要な量である。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0062

【補正方法】変更

【補正内容】

【0062】図15のように、 $\sigma_{\mu_0}$ 、 $\sigma_{\nu_0}$ 、 $\rho$ を直接適用した正規分布を採用した場合、主軸方向および長短軸比は実際の分布に即しているが、広がりや程度が実際の分布とかなりかけ離れている。したがって、適当な比例係数 $k$ を定め、 $\sigma_{\mu} = k\sigma_{\mu_0}$ 、 $\sigma_{\nu} = k\sigma_{\nu_0}$ を適用すれば、実際の分布にかなり近い近似が得られると考えられる。問題は如何に $k$ を決めるかということになるが、これについては、等確率楕円内部の確率 $P(c)$ と半係数 $c$ の関係曲線にヒントを得ることができよう。パラメータが $\sigma_{\mu} = k\sigma_{\mu_0}$ 、 $\sigma_{\nu} = k\sigma_{\nu_0}$ 、 $\rho$ に変更した場合の正規分布の $P(c)$ 曲線は $P_k(c) = 1 - \exp(-c^2/2k^2)$ である。それを実際の分布の $P_{\gamma}(c)$ 曲線に近づけるように $k$ を決めればよい。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0063

【補正方法】変更

【補正内容】

【0063】図16は、図15の例の $P(c)$ 、 $P_k(c)$ 、 $P_{\gamma}(c)$ の曲線をプロットしたものである。PSF分布の近似を求める場合、特に中心部分が重要である。したがって、 $c$ が小さい時の $P_{\gamma}(c)$ 曲線になるべく近い $P_k(c)$ が望ましい。統計値 $\sigma_{\mu_0}$ 、 $\sigma_{\nu_0}$ 、 $\rho$ をそのまま適用した場合の $P(c)$ 曲線は、実際の分布 $P_{\gamma}(c)$ とは離れており、近似分布関数としては不適である。一方 $k=0.65$ の $\sigma_{\mu} = k\sigma_{\mu_0}$ 、 $\sigma_{\nu} = k\sigma_{\nu_0}$ 、 $\rho$ を適用した正規分布の曲線 $P_k(c)$ は中心付近に $P_{\gamma}(c)$ 曲線と一致する部分が多く、実際の分布に近い近似であることが伺える。図17は $\sigma_{\mu} = k\sigma_{\mu_0}$ 、 $\sigma_{\nu} = k\sigma_{\nu_0}$ 、 $\rho$ を正規分布と実際の分布との比較である。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0066

【補正方法】変更

【補正内容】

【0066】PSF分布関数をパラメータ化することによって、1コマ当たりの処理時間を1時間46分40秒から2～10分程度に短縮することに成功した。処理時間に幅があるのは、ボケの程度によって処理時間が変わるからである。一分間の映像を作成するのに、およそ100時間、つまり一週間程度である。図18に、以上説明したPSF取得の概略手順を纏めてPSF取得方法三として示した。

【手続補正9】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0068

【補正方法】変更

【補正内容】

【0068】次に上述の実施例で示したシミュレーションを行なうための装置について簡単に説明する。図19は実施例のシミュレーションを行なうための装置の概略構成を示すブロック図である。図19に示したように、この装置は、プロセッサ61、読取専用メモリ(ROM)62、メインメモリ63、グラフィック制御回路64、表示装置65、マウス66、キーボード67、ハードディスク装置(HDD)68、フロッピーディスク装置(FDD)69、プリンタ70、磁気テープ装置71等から構成されている。これらの要素は、データバス72によって結合されている。

\* NOTICES \*

JPO and NCIPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

CLAIMS

---

[Claim(s)]

[Claim 1] In the simulation approach of the piercing-eyes study system which carries out simulation of how when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye to be visible As an image perceived by the eye through said lens system, it is not the optical image projected on the retina side of an eye. The simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by creating and using the winding retinal image defined as an image which connected the image which was made to wind in an eyeball to all the body points within a visual field, and was caught by the fovea by computer simulation.

[Claim 2] In the simulation approach of the piercing-eyes study system which carries out simulation of how when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye to be visible As an image perceived by the eye through said lens system, it is not the optical image projected on the retina side of an eye. As a process which make wind in an eyeball to all the body points within a visual field, and creates the winding retinal image defined as an image which connected the image caught by the fovea, and it is made to use, and creates this winding retinal image The subject-copy image creation process which creates the image of the specific angle of visibility included in an eye with the specific winding central point as a subject-copy image, The distortion subject-copy image creation process which creates the distortion subject-copy image accompanied by the distortion at the time of seeing this subject-copy image through a lens system using the ray tracing method, The PSF acquisition process of calculating PSF on the retina of the eyeball model by the light from the body point of a subject-copy image in the optical system which consists of a lens system and a glasses model, The simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by having the convolution operation process which carries out a convolution operation with PSF of each pixel of the

distortion subject-copy image for which it asked at the distortion subject-copy image creation process, and the subject-copy image for which it asked at the PSF acquisition process.

[Claim 3] In the simulation approach of the piercing-eyes study system which carries out simulation of how when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye to be visible The virtual body by computer graphics is created and arranged in virtual three-dimensions space. While creating the image of the specific angle of visibility included in the eye in which this virtual body establishes the winding central point in a specific location, and has the specific direction of a central vision line as a subject-copy image The subject-copy image creation process of finding the body point distance which is the distance of the body point location and the winding central point of an eye which each pixel of said subject-copy image represents, Set up said central vision line shunt on the lens system arranged before said eye, carry out outgoing radiation from a visual field core body point, and it passes through said central vision line shunt. When the visual field which asks for the beam of light which goes to said winding central point by the ray tracing method, and makes the direction of an outgoing radiation beam of light of this lens system searched for a central vision line is defined as a lens system passage back sight field, The distortion subject-copy image creation process which creates the image which asked for the direction and lens system shunt of a look to the body point that each pixel of said subject-copy image in this lens system passage back sight field corresponds, by the ray tracing method, and includes distortion by said lens system, The body point distance which introduced the eyeball model corresponding to accommodation as optical system of said eye, and was acquired at said subject-copy image creation process to each pixel of said subject-copy image, According to the frequency in the lens system shunt of the chief ray which carries out outgoing radiation, the accommodation condition of said eyeball model is set up from the body point acquired at said distortion subject-copy image creation process. In the synthetic optical system of said lens system and the eyeball model which wound according to the direction of a chief ray The PSF acquisition process of calculating PSF (Point Spread Function: point spread function) showing the luminance distribution on the retina of said eyeball model corresponding to accommodation by the light which carries out outgoing radiation from said body point, The convolution operation (convolution) of an image including distortion by the lens system created at said distortion subject-copy image creation process and PSF of each pixel obtained at

said PSF acquisition process is performed. The simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by having the convolution process which creates the winding retinal image at the time of seeing the virtual body arranged to said virtual three-dimensions space through the specific location of said lens system by the specific location and the eye of the direction of a look.

[Claim 4] In the simulation approach of the piercing-eyes study system which carries out simulation of how when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye to be visible The virtual body by computer graphics is created and arranged in virtual three-dimensions space. The story which changes and looks at the location, the direction of a central vision line, and lens system shunt of said eye to time series is created. The simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by each thing for which a winding retinal image is created using the simulation of a piercing-eyes study system according to claim 2 or 3 at the time, this each retinal image is edited and the dynamic image of a winding retinal image is created according to the story.

[Claim 5] In the simulation approach of a piercing-eyes study system according to claim 2 to 4 said PSF acquisition process Outgoing radiation is carried out from the body point which each applicable pixel represents, and it asks for all the data of the beam of light which passes along each point which divided the entrance pupil of said eyeball model equally, and set it up by the ray tracing method. PSF as beam-of-light spot distribution density on the retina of said eyeball model Or the simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by asking as a diffraction integral based on wave optics.

[Claim 6] In the simulation approach of a piercing-eyes study system according to claim 2 to 4 said PSF acquisition process Set the body sample point of a finite number as three-dimensions object space beforehand, and the passage sample point of a finite number is chosen on said entrance pupil side. It asks for the beam-of-light data based on all combination with said body sample point and a shunt sample point by the ray tracing method. Create spline interpolation multiplier data and outgoing radiation is carried out from the body point which each pixel of said subject-copy image represents. It asks for the beam-of-light data which pass along each point which divided the entrance pupil equally by the spline interpolation method using said spline interpolation multiplier data prepared beforehand. PSF as spot distribution density of a retina top beam of light Or the piercing-eyes study system simulation approach characterized by asking as diffraction

integration based on wave optics.

[Claim 7] In the simulation approach of a piercing-eyes study system according to claim 2 to 4 said PSF acquisition process Regularity of PSF carries out the approximation of function, express with the parameter, and the body sample point of a finite number is beforehand chosen as three-dimensions object space. It asks for PSF in all body sample points, and its approximation function parameter. The simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by creating spline interpolation multiplier data and asking for the PSF parameter about each pixel of said subject-copy image by the spline interpolation method using said spline interpolation multiplier data prepared beforehand.

[Claim 8] The simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by displaying whether it is the image with which these images let which location of said lens system pass on said image display means in the simulation approach of a piercing-eyes study system according to claim 2 to 7 while displaying the dynamic image of said winding retinal image or said winding retinal image with an image display means.

[Claim 9] In the simulation equipment of the piercing-eyes study system which carries out simulation of how when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye to be visible The virtual body by computer graphics is created and arranged in virtual three-dimensions space. While creating the image of the specific angle of visibility included in the eye in which this virtual body establishes the winding central point in a specific location, and has the specific direction of a central vision line as a subject-copy image A subject-copy image creation means to find the body point distance which is the distance of the body point location and the winding central point of an eye which each pixel of said subject-copy image represents, Set up said central vision line shunt on the lens system arranged before said eye, carry out outgoing radiation from a visual field core body point, and it passes through said central vision line shunt. When the visual field which asks for the beam of light which goes to said winding central point by the ray tracing method, and makes the direction of an outgoing radiation beam of light of this lens system searched for a central vision line is defined as a lens system passage back sight field, A distortion subject-copy image creation means to create the image which asked for the direction and lens system shunt of a look to the body point that each pixel of said subject-copy image in this lens system passage back sight field corresponds, by the ray tracing method, and includes distortion by said lens system, The body point distance which

introduced the eyeball model corresponding to accommodation as optical system of said eye, and was acquired at said subject-copy image creation process to each pixel of said subject-copy image, According to the frequency in the lens system shunt of the chief ray which carries out outgoing radiation, the accommodation condition of said eyeball model is set up from the body point acquired at said distortion subject-copy image creation process. In the synthetic optical system of said lens system and the eyeball model which wound according to the direction of a beam of light A PSF acquisition means to calculate PSF (Point Spread Function: point spread function) showing the luminance distribution on the retina of said eyeball model corresponding to accommodation with the beam of light which carries out outgoing radiation from said body point, The convolution operation (convolution) of an image including distortion by the lens system created at said distortion subject-copy image creation process and PSF of each pixel obtained at said PSF acquisition process is performed. Simulation equipment of the piercing-eyes study system characterized by having a convolution means to create the winding retinal image at the time of seeing the virtual body arranged to said virtual three-dimensions space through the specific location of said lens system by the specific location and the eye of the direction of a look.

[Claim 10] In the simulation equipment of the piercing-eyes study system which carries out simulation of how when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye to be visible The virtual body by computer graphics is created and arranged in virtual three-dimensions space. The story which changes and looks at the location, the direction of a central vision line, and lens system shunt of said eye to time series is created. Simulation equipment of the piercing-eyes study system characterized by having each means to create a winding retinal image using the simulation equipment of a piercing-eyes study system according to claim 8 at the time, and to edit this each retinal image and to create the dynamic image of a winding retinal image, according to the story.

[Claim 11] Simulation equipment of the piercing-eyes study system characterized by having an image display means to indicate whether to be the image with which these images let which location of said lens system pass in the simulation equipment of a piercing-eyes study system according to claim 9 or 10 while displaying the dynamic image of said winding retinal image or said winding retinal image.

---



[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

#### DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the simulation approach of a piercing-eyes study system and equipment which carry out simulation of how when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye to be visible.

[0002]

[Description of the Prior Art] As what indicated the simulation approach of a piercing-eyes study system and equipment which carry out simulation of how when observing the external world like [ at the time of wearing glasses ] through the lens system arranged in front of an eye to be visible, the equipment of a publication is in JP, 8-266473, A concerning application of an applicant's for this patent point.

[0003] Equipment given in the above-mentioned official report performs a PSF operation etc., and carries out simulation of the sight image of the range which can be overlooked when human eyes wind, where a spectacle lens is worn. It came to be able to carry out the simulation of the sight of the large include angle accompanied by winding of the human eyes at the time of wearing optical lenses, such as glasses, by this.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] By the way, displeasure, such as a shake, distortion, and dotage, may be felt instead of achieving a bifocal function, when a progressive multifocal lens is worn especially. So, suppressing displeasure as much as possible is called for, realizing a bifocal function in the design of a progressive multifocal lens. For that, it is most desirable for the designer itself to get to know beforehand whether the designed lens is a thing accompanied by displeasure, such as what kind of shake, distortion, and dotage. Since

the simulation approach of the above-mentioned conventional piercing-eyes study system can carry out simulation of the sight of the large include angle accompanied by winding of the human eyes at the time of wearing optical lenses, such as glasses, it is very useful to the fixed purpose. However, it was not what carries out simulation in an actually near mode to human being's consciousness operation, taking into consideration distortion, dotage, etc. which the wearing person will feel. So, when a wearing person wore the designed lens, a wearing person was not necessarily enough to the purpose that the designer itself gets to know beforehand whether it is what actually feels what kind of distortion, dotage, etc. And when it actually wore, it was what cannot respond at all about the shake considered to become a problem most.

[0005] It is thought that the image of the external world (it perceives) which human being recognizes through an eye is not the optical image itself by which image formation was carried out to the retina of an eye according to the principle of optics. That is, the consistency near a fovea is high and distribution of the light-receiving object on a retina (a cone and rod cell) has the low circumference. Therefore, if the optical image itself by which image formation was carried out to the retina is perceived, even if image formation of the optical image will be carried out ideally, near a core is clear and the circumference should be perceived as an image which faded. However, if it is a healthy eye, it will be sensed that it is visible clearly anywhere within a visual field. This is not a simple operation that the operation of consciousness detects the optical image projected on the retina as it is, but is because it is thought that it is a thing based on the result to which complicated processing was carried out by the neural information processor after a retina.

[0006] According to this invention person's etc. research, direct simulation of such a consciousness operation could not be carried out, but when based on the fixed assumption which this invention person etc. found out, it was solved that the result of a consciousness operation is reproducible in approximation with an image processing.

[0007] This invention is made under an above-mentioned background, and aims at offering the simulation approach of a piercing-eyes study system and equipment which make possible simulation also of the way of being visible accompanied by the shake at the time of wearing the lens system of a progressive multifocal lens etc., distortion, dotage, etc.

[0008]

[Means for Solving the Problem] As above-mentioned The means for solving a technical problem, the 1st invention In the simulation approach of the

piercing-eyes study system which carries out simulation of how when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye to be visible As an image perceived by the eye through said lens system, it is not the optical image projected on the retina side of an eye. The simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by creating and using the winding retinal image defined as an image which connected the image which was made to wind in an eyeball to all the body points within a visual field, and was caught by the fovea by computer simulation. It comes out.

[0009] In the simulation approach of the piercing-eyes study system which carries out simulation of how for the 2nd invention to be [ when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye ] visible As an image perceived by the eye through said lens system, it is not the optical image projected on the retina side of an eye. As a process which make wind in an eyeball to all the body points within a visual field, and creates the winding retinal image defined as an image which connected the image caught by the fovea, and it is made to use, and creates this winding retinal image The subject-copy image creation process which creates the image of the specific angle of visibility included in an eye with the specific winding central point as a subject-copy image, The distortion subject-copy image creation process which creates the distortion subject-copy image accompanied by the distortion at the time of seeing this subject-copy image through a lens system using the ray tracing method, The PSF acquisition process of calculating PSF on the retina of the eyeball model by the light from the body point of a subject-copy image in the optical system which consists of a lens system and a glasses model, It is the simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by having the convolution operation process which carries out a convolution operation with PSF of each pixel of the distortion subject-copy image for which it asked at the distortion subject-copy image creation process, and the subject-copy image for which it asked at the PSF acquisition process.

[0010] In the simulation approach of the piercing-eyes study system which carries out simulation of how for the 3rd invention to be [ when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye ] visible The virtual body by computer graphics is created and arranged in virtual three-dimensions space. While creating the image of the specific angle of visibility included in the eye in which this virtual body establishes the winding central point in a specific location, and has the specific direction of a central vision line as a subject-copy image The subject-copy image creation process of finding

the body point distance which is the distance of the body point location and the winding central point of an eye which each pixel of said subject-copy image represents, Set up said central vision line shunt on the lens system arranged before said eye, carry out outgoing radiation from a visual field core body point, and it passes through said central vision line shunt. When the visual field which asks for the beam of light which goes to said winding central point by the ray tracing method, and makes the direction of an outgoing radiation beam of light of this lens system searched for a central vision line is defined as a lens system passage back sight field, The distortion subject-copy image creation process which creates the image which asked for the direction and lens system shunt of a look to the body point that each pixel of said subject-copy image in this lens system passage back sight field corresponds, by the ray tracing method, and includes distortion by said lens system, The body point distance which introduced the eyeball model corresponding to accommodation as optical system of said eye, and was acquired at said subject-copy image creation process to each pixel of said subject-copy image, According to the frequency in the lens system shunt of the chief ray which carries out outgoing radiation, the accommodation condition of said eyeball model is set up from the body point acquired at said distortion subject-copy image creation process. In the synthetic optical system of said lens system and the eyeball model which wound according to the direction of a chief ray The PSF acquisition process of calculating PSF (Point Spread Function: point spread function) showing the luminance distribution on the retina of said eyeball model corresponding to accommodation by the light which carries out outgoing radiation from said body point, The convolution operation (convolution) of an image including distortion by the lens system created at said distortion subject-copy image creation process and PSF of each pixel obtained at said PSF acquisition process is performed. The simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by having the convolution process which creates the winding retinal image at the time of seeing the virtual body arranged to said virtual three-dimensions space through the specific location of said lens system by the specific location and the eye of the direction of a look.

[0011] In the simulation approach of the piercing-eyes study system which carries out simulation of how for the 4th invention to be [ when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye ] visible The virtual body by computer graphics is created and arranged in virtual three-dimensions space. The story which changes and

looks at the location, the direction of a central vision line, and lens system shunt of said eye to time series is created. It is the simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by creating a winding retinal image using the simulation of each piercing-eyes study system which starts the 2nd invention at the time according to the story, editing this each retinal image and creating the dynamic image of a winding retinal image.

[0012] In the simulation approach of the piercing-eyes study system which the 5th invention requires for the 2nd thru/or the 4th one of invention said PSF acquisition process Outgoing radiation is carried out from the body point which each applicable pixel represents, and it asks for all the data of the beam of light which passes along each point which divided the entrance pupil of said eyeball model equally, and set it up by the ray tracing method. PSF as beam-of-light spot distribution density on the retina of said eyeball model Or it is the simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by asking as a diffraction integral based on wave optics.

[0013] In the simulation approach of the piercing-eyes study system which the 6th invention requires for the 2nd thru/or the 4th one of invention said PSF acquisition process Set the body sample point of a finite number as three-dimensions object space beforehand, and the passage sample point of a finite number is chosen on said entrance pupil side. It asks for the beam-of-light data based on all combination with said body sample point and a shunt sample point by the ray tracing method. Create spline interpolation multiplier data and outgoing radiation is carried out from the body point which each pixel of said subject-copy image represents. It asks for the beam-of-light data which pass along each point which divided the entrance pupil equally by the spline interpolation method using said spline interpolation multiplier data prepared beforehand. PSF as spot distribution density of a retina top beam of light Or it is the piercing-eyes study system simulation approach characterized by asking as diffraction integration based on wave optics.

[0014] In the simulation approach of the piercing-eyes study system which the 7th invention requires for the 2nd thru/or the 4th one of invention said PSF acquisition process Regularity of PSF carries out the approximation of function, express with the parameter, and the body sample point of a finite number is beforehand chosen as three-dimensions object space. It asks for PSF in all body sample points, and its approximation function parameter. It is the simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by creating spline

interpolation multiplier data and asking for the PSF parameter about each pixel of said subject-copy image by the spline interpolation method using said spline interpolation multiplier data prepared beforehand.

[0015] In the simulation approach of the piercing-eyes study system concerning the 2nd thru/or the 7th one of invention, the 8th invention is the simulation approach of the piercing-eyes study system characterized by displaying whether it is the image with which these images let which location of said lens system pass on said image display means while displaying the dynamic image of said winding retinal image or said winding retinal image with an image display means.

[0016] In the simulation equipment of the piercing-eyes study system which carries out simulation of how for the 9th invention to be [ when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye ] visible The virtual body by computer graphics is created and arranged in virtual three-dimensions space. While creating the image of the specific angle of visibility included in the eye in which this virtual body establishes the winding central point in a specific location, and has the specific direction of a central vision line as a subject-copy image A subject-copy image creation means to find the body point distance which is the distance of the body point location and the winding central point of an eye which each pixel of said subject-copy image represents, Set up said central vision line shunt on the lens system arranged before said eye, carry out outgoing radiation from a visual field core body point, and it passes through said central vision line shunt. When the visual field which asks for the beam of light which goes to said winding central point by the ray tracing method, and makes the direction of an outgoing radiation beam of light of this lens system searched for a central vision line is defined as a lens system passage back sight field, A distortion subject-copy image creation means to create the image which asked for the direction and \*\* lens system shunt of a look to the body point that each pixel of said subject-copy image in this lens system passage back sight field corresponds, by the ray tracing method, and includes distortion by said lens system, The body point distance which introduced the eyeball model corresponding to accommodation as optical system of said eye, and was acquired at said subject-copy image creation process to each pixel of said subject-copy image, According to the frequency in the lens system shunt of the chief ray which carries out outgoing radiation, the accommodation condition of said eyeball model is set up from the body point acquired at said distortion subject-copy image creation process. In the synthetic optical system of said lens system and the eyeball model which wound according

to the direction of a look A PSF acquisition means to calculate PSF (Point SpreadFunction: point spread function) showing the luminance distribution on the retina of said eyeball model corresponding to accommodation by the light which carries out outgoing radiation from said body point, The convolution operation (convolution) of an image including distortion by the lens system created at said distortion subject-copy image creation process and PSF of each pixel obtained at said PSF acquisition process is performed. It is simulation equipment of the piercing-eyes study system characterized by having a convolution means to create the winding retinal image at the time of seeing the virtual body arranged to said virtual three-dimensions space through the specific location of said lens system by the specific location and the eye of the direction of a look.

[0017] In the simulation equipment of the piercing-eyes study system which carries out simulation of how for the 10th invention to be [ when observing the external world through the lens system arranged in front of an eye ] visible The virtual body by computer graphics is created and arranged in virtual three-dimensions space. The story which changes and looks at the location, the direction of a central vision line, and lens system shunt of said eye to time series is created. It is simulation equipment of the piercing-eyes study system characterized by having each means to create a winding retinal image using the simulation equipment of a piercing-eyes study system according to claim 8 at the time, and to edit this each retinal image and to create the dynamic image of a winding retinal image, according to the story.

[0018] In the simulation equipment of the piercing-eyes study system concerning the 9th or 10th invention, the 11th invention is simulation equipment of the piercing-eyes study system characterized by having an image display means to indicate whether to be the image with which these images let which location of said lens system pass while displaying the dynamic image of said winding retinal image or said winding retinal image.

[0019]

[Embodiment of the Invention] Drawing showing the flow of the winding retinal image creation in the simulation approach of the piercing-eyes study system which drawing 1 requires for the example 1 of this invention, (Example 1) Drawing showing the system of coordinates of a winding retinal image when drawing in which drawing 2 shows the system of coordinates of a winding retinal image, and drawing 3 wear a lens system, Drawing in which drawing 4 shows the optical parameter (condition of not adjusting) of a Navarro schematic eye, Drawing in

which drawing in which drawing 5 shows the accommodation force dependence type of the lens lens of a Navarro schematic eye, and drawing 6 show the explanatory view of PSF, and drawing 7 shows the relation between ray tracing and an entrance pupil, drawing in which drawing 8 shows the split plot experiment of an entrance pupil, and drawing 9 are drawings showing whenever [ retina location and incident angle ]. Hereafter, the simulation approach of the piercing-eyes study system concerning the example 1 of this invention is explained, making these drawings reference.

[0020] The simulation approach of the piercing-eyes study system concerning this example is an approach of obtaining the static image of the winding retinal image when seeing the three-dimensions body image created with computer graphics through a lens. In addition, a winding retinal image is an image which reproduced in approximation the image perceived by the eye by performing the image processing which took the optical operation into consideration in the above-mentioned three-dimensions body image based on the fixed assumption which this invention person etc. found out. That is, it is made to wind in an eyeball not to the optical image projected on the retina side of an eye but to all the body points within a visual field, and is defined as a winding retinal image as an image which connected the image caught by the fovea.

[0021] The simulation approach of the piercing-eyes study system concerning an example 1 is roughly divided, and consists of (1) subject-copy image creation process, (2) distortion subject-copies images creation process, a (3) PSF acquisition process, and (4) convolution processes.

[0022] (1) This process creates and arranges the virtual body by computer graphics in virtual three-dimensions space like original image \*\*\*\*\*. While creating the image of the specific angle of visibility included in the eye in which this virtual body establishes the winding central point in a specific location, and has the specific direction of a central vision line as a subject-copy image, it is the process which finds the body point distance which is the distance of the body point location and the winding central point of an eye which each pixel of said subject-copy image represents. It explains below.

[0023] \*\* Create and arrange a virtual three-dimensions body to virtual three-dimensions space by the technique of creation \*\*\*\* of the virtual body image used as the foundation of a subject-copy image, and well-known computer graphics. For example, the image which has arranged a desk, a chair, furniture, etc. indoors or has arranged the flower bed, the tree, the indicator, etc. out in the fields is created.



[0024] \*\* Create the image of the specific angle of visibility included in the eye in which the virtual body the subject-copy image carried out [ the body ] the creation above-mentioned creation establishes the winding central point in a specific location, and has the specific direction of a central vision line as a subject-copy image. That is, as shown in drawing 2 , it is visual field square drill A1 A2 A3 A4 as a specific visual field. It sets up. Visual field square drill A1 A2 A3 A4 Core A is a core of a visual field. It is a central vision line, and the line which connects the winding core 0 to A makes this a x axis, and makes 0 a zero. And the winding retina coordinate of one point P (x y, z) of the arbitration which is the body point of the arbitration in a visual field square drill is made into  $\psi = \tan \beta = y/x$  and  $\zeta = \tan \gamma = z/x$ . Here,  $\beta$  and  $\gamma$  are the azimuths of P (x y, z). If each body point within a visual field is expressed with these system of coordinates, the straight line of the arbitration on space will be reflected as a winding retinal image top straight line. Let the image which expressed each body point with these system of coordinates be a subject-copy image. Moreover, each body point distance is found from the coordinate value of P (x y, z).

[0025] (2) This process sets up said central vision line shunt like distortion Hara image \*\*\*\*\* on the lens system arranged before an eye. When the visual field which carries out outgoing radiation from a visual field core body point, passes through said central vision line shunt, asks for the beam of light which goes to the winding central point by the ray tracing method, and makes the direction of an outgoing radiation beam of light of this lens system searched for a central vision line is defined as a lens system passage back sight field, It is the process which creates the image which asked for the direction and lens system shunt of a look to the body point that each pixel of the subject-copy image in this lens system passage back sight field corresponds, by the ray tracing method, and includes distortion by the lens system.

[0026] That is, as shown in drawing 3 , Lens L is arranged in the location near 0 in the middle of the zeros 0 and A in drawing 2 . The beam of light by which outgoing radiation was carried out from the body point in a visual field square drill is refracted with Lens L, and reaches 0 points. Therefore, in order to gaze at an A point, an eyeball must be turned in the direction of alumnus. The visual field square drill showing a visual field also serves as B1 B-2B3 B4 (lens system passage back sight field). The winding retinal image at that time must take the system of coordinates which made x' shaft the gaze line (central vision line). Let the image by the body point coordinate which asked for

this with ray tracing in consideration of the frequency of lens top each point, and asked for it in this way be a distortion subject-copy image.

[0027] In addition, as mentioned above, when it lets a lens pass, unlike the case where the coordinate on the winding retinal image of each point within a visual field is the naked eye, relative-position relation will change. This is the cause which distortion of a spectacle lens generates. The direction of alumnus changes with lens use locations. Especially in the case of a progressive lens, change is sharp. The include angle which carries out incidence of other beams of light within a visual field to an eye changes, and since the change is unequal when it is especially a progressive lens, it is perceived as a shake or distortion.

[0028] (3) The body point distance which this process introduced the eyeball model corresponding to accommodation as optical system of an eye, and was acquired at the subject-copy image creation process to each pixel of a subject-copy image like PSF \*\*\*\*\*, In synthetic optical system with the eyeball model which set up the accommodation condition of an eyeball model according to the frequency in the lens system shunt of the chief ray which carries out outgoing radiation from the body point acquired at the distortion subject-copy image creation process, and wound according to a lens system and its direction of a chief ray It is the process which calculates PSF (Point Spread Function: point spread function) showing the luminance distribution on the retina of the eyeball model corresponding to accommodation with the beam of light which carries out outgoing radiation from a body point.

[0029] \*\* Since the image the introductory distortion subject-copy image of the eyeball model corresponding to accommodation carried out [ the image ] image formation on the retina through the optical system of an eye is a winding retinal image, the model of the optical system of an eye needs to be introduced. In this case, since there is accommodation in an eye according to the object distance, it must also be taken into consideration. In this example, the accommodation dependency eyeball model by R-Navarro and others who is an eyeball model also in consideration of accommodation was used. In the model of Navarro, not only a paraxial value but spherical aberration and chromatic aberration are doubled with the actual measurement of an eye. With an easy 4th page configuration, the 3rd page is the aspheric surfaces of a quadratic curve among those. A lens does not become refractive-index distribution structure, but is simple for trace count. Whenever [ radius-of-curvature, thickness, and aspheric surface ] changes in proportion to the logarithm of accommodation power. The optical parameter at the time of no adjusting [ of the accommodation dependency eyeball model of Navarro ]

was shown in drawing 4 . Moreover, the dependence type of the parameter which carries out accommodation dependence was shown in drawing 5 . The aspheric surface is expressed with  $y^2+z^2+(1+Q) x^2-2Rx=0$ . Q is whenever [ aspheric surface ].

[0030] \*\* It asks by the optical image by optical system asking the general semantics of count a.PSF of PSF for PSF (Point SpreadFunction: point spread function) of optical system, and calculating by collapsing this with a real image to it (convolution). As shown in drawing 6 , this PSF is a function showing the state of aggregation of the point (spot) that the beam of light emitted from one point of a real object is condensed by the image formation side, and can be expressed with the number of spots per unit area. If it is perfect optical system, PSF will serve as the configuration where all the spots were similar to the Gaussian distribution which usually spread although it became with the assembly and the straight line with the perpendicular distribution at the image formation point. Since it is thought that the body consists of points, the image is obtained by objective luminance distribution and the convolution of PSF.

[0031] b. Count approach drawing 7 of PSF is drawing showing the relation between a trace beam of light and an entrance pupil in the optical system for calculating PSF at the time of seeing the body point P through Q on a lens. The beam of light from the body point P is refracted on Q lens front faces, and the injection direction changes and reaches a center of rotation O. The body point P seems to be on the production of the direction QO of a injection beam of light in an eye. Thus, when seeing P, it winds in the optical axis of an eyeball in the QO direction first, and it adjusts by deciding regulation according to the distance of P, and the refractive power of Q points. Optical system solidifies at this time and PSF can be calculated.

[0032] As mentioned above, PSF is the consistency of the spot on an image formation side of the beam of light which passed through the core of the field of a large number which were emitted from the body point and divided the entrance pupil equally. When the location of an entrance pupil is said strictly, it is the body side conjugate point of a pupil. However, a pupil location changes with winding and the location of the conjugate point changes also with accommodation conditions. On the other hand, the location based on winding has a minute distance with the conjugate point of a pupil compared with the object distance, in being immobilization. Therefore, in the case of the naked eye, even if it considers the location of an entrance pupil to be a winding core, it does not interfere. Although the entrance pupil of the whole optical

system is the conjugate point to the spectacle lens of the winding central point when glasses are worn, in the case of a progressive lens, power differs and the location changes with shunts delicately. Since the variation is also minute as compared with the object distance, the location of an entrance pupil is in  $O'$  point on the production of  $PQ$ , and can be assumed to be  $PO=PO'$ .

[0033] In order to calculate exact PSF, it is important to divide an entrance pupil into many small fields of homogeneity distribution. Like drawing 8, there are two kinds of split plot experiments, grid division and zona-orbicularis division. Although good uniformity is acquired, since grid division has the useless part of four corners, it can be pursued about 70% of a schedule beam of light. On the other hand, the beam of light of a book can be pursued by the zona orbicularis of an individual, the phase angle of the zona orbicularis can be adjusted, and the uniformity of a spot can be raised by zona-orbicularis division. The zona-orbicularis split plot experiment was adopted in this example.

[0034] Thus, PSF pursues the beam of light of a large number which discharge from a body point and pass the equal segmentation point of an entrance pupil, and it is obtained by counting the spot on a retina side. However, this PSF is the function of a retina location ( $y_m$  and  $z_m$ ), and a direct convolution operation cannot be carried out with the winding retinal image which makes a coordinate the tangent ( $\psi$ ,  $\zeta$ ) of an angle of torsion. Therefore, it is necessary to ask for the include angle of the incident ray corresponding to a retina location. In almost all cases ( $y_m$  and  $z_m$ ), from an optical axis, since it is near, the formula of paraxial optics is applicable. That is, the angle of deviation ( $\beta_m$  and  $\gamma_m$ ) from the optical axis of the incident ray corresponding to ( $y_m$  and  $z_m$ ) like drawing 9 is  $\tan\beta_m = y_m/f$  and  $\tan\gamma_m = z_m/f$ . Here,  $f$  is the focal distance of an eyeball. Although the relational expression of an incident angle and a retina location changes according to the object distance and an eye-accommodation condition strictly, since the object distance is very long compared with a focal distance in the case of an eye, it can be regarded as the method of infinite distance.

[0035] Considering the case where the arbitration body point  $P$  of drawing 7 is seen, the angle of deviation of the include angle from the gaze line corresponding to a retina location ( $y_m$  and  $z_m$ ) is carried out further ( $\beta_m$  and  $\gamma_m$ ) from whenever [ vectorial angle / of  $P$  ] ( $\beta$ ,  $\gamma$ ). Generally wanting to be careful here does not need to be set to ( $\beta+\beta_m$  and  $\gamma+\gamma_m$ ), but it needs to ask for the include angle using the principle of listing winding. Thus, PSF on the

retina for which it asked with ray tracing (ym and zm) could be changed into PSF on an incident ray include-angle coordinate (psi, zeta), and the convolution with objective luminance distribution became possible. The outline procedure of PSF acquisition explained to drawing 10 above was collectively shown as the PSF acquisition approach 1.

[0036] (4) It is the process which creates the winding retinal image at the time of seeing the virtual body which it collapsed, and this process performed like \*\* the convolution operation (convolution) of a distortion subject-copy image including distortion by the lens system created at the distortion subject-copy image creation process, and PSF of each pixel obtained at the PSF acquisition process, and has been arranged to virtual three-dimensions space through the specific location of a lens system by the specific location and the eye of the direction of a look. A convolution operation is performed by [ as being the following ]. When PSF [ in / for the optical intensity distribution of the ideal image in the image surface / f (mu, nu) and a point (mu, nu) ] is set to p (x mu, u, v), the optical reinforcement in the point on a retina (mu, nu) is expressed with the following formula.

[0037]

[Equation 1]

$$g(\mu, \nu) = \int_{\nu-a}^{\nu+a} \int_{\mu-a}^{\mu+a} f(u, v) p(u, v, u-\mu, v-\nu) du dv$$

[0038] Here, p (u, v, u-mu, v-nu) is the value of PSF in the point which is separated from each point (u, v) (u-mu, v-nu). Moreover, a is the breadth radius of PSF. The static image of a winding retinal image can be obtained by asking for optical reinforcement in all the points on a retina using this formula. Drawing 11 is drawing showing the example of the static image of the winding retinal image acquired by the approach of an example 1. This example is 0.00D for \*\*\*\*\*. It is 333mm about the printed matter which lets a part for the reading point of the progressive lens for glasses of subscription 2.00D (HOYALUX GP; trade name of Hoya Corp.) pass, and is in pinacoid. It is a winding retinal image at the time of seeing in distance. Visual fields are 50 degrees of right and left, and 38.5 degrees of upper and lower sides. The round shape of an upper right corner is a display to show the lens shunt location of a central vision line. Although this shunt location is not discriminable by a diagram, it is shown in respect of red in circular. This round shape expresses the profile of a lens, the point given to the core in circular shows the geometric core of a lens, and up-and-down 0 mark of a geometric core shows the point of measurement for \*\* (above),

and the point of measurement for Kon (below). It is shown that the mark which used R characters as the flesh side is a right lens. The example of drawing 11 is an example in case the lens shunt of a central vision line is on the point of measurement for Kon (lower O). It turns out that the dotage and distortion in right and left are reproduced vividly.

[0039] According to this example, when it sees through the lens system of a progressive multifocal lens etc., the image which reproduced the dotage perceived and distortion in approximation is obtained. That is, if it is the healthy naked eye, the whole visual field will be perceived vividly, but when the presbyope wears a progressive multifocal lens, a part of visual field looks clear, and other parts are visible with dotage or distortion. According to this example, the image which such presbyope will perceive is reproducible as an image. Therefore, if the obtained image is displayed on a display, the most desirable evaluation [ say / that the designer itself who is not a presbyopia, either can check the vanity taste of the progressive multifocal lens designed itself from a wearing person's viewpoint ] will be attained.

[0040] (Example 2) This example is an example which creates many static images of the winding retinal image in an example 1 to time series, changing the location and the direction of a look of an eye, and obtains the dynamic image of a winding retinal image. Therefore, since the outside which adds the process which creates the story of how to change the location and the direction of a look of an eye into time series, and the process which edits one-sheet the static image of one sheet obtained by time series, and is used as a dynamic image is fundamentally the same as an example 1 in case this example creates a subject-copy image, drawing showing the whole flow is hung up over drawing 11, and that detail explanation is omitted. In addition, of course, the story of a lens shunt is also required for a story. Moreover, if not all the location, direction of a look, and lens shunt of an eye in time of day are appointed but a spline interpolation method is taken as the approach of story creation, smooth look migration will be realized.

[0041] By the way, in this example, the process which computation etc. takes time amount most is a PSF acquisition process. Since PSF(s) in all the directions of a look differ especially when a lens system is a progressive multifocal lens, it is necessary to calculate PSF from all pixels. For example, 800x600 It is the whole if the number of the beam of light pursued by the image when calculating PSF is set as 400 (many [ never ]). Ray-tracing count will be performed 192,000,000 times. Although based also on the complexity and the number of fields of a field of optical system, the count capacity of a computer is 3,000

during a second. If it assumes that it is a book, it will have been 64,000 seconds, i.e., 17 hours, 46 minutes, 40 seconds. This is the computation time when having not taken need time amount, such as a convolution operation, into consideration yet. Since this simulation aims at an animation, it is 30 during a second coma, and in order to create the image for 1 minute, simulation of the image of 1800 sheets must be carried out. Then, time amount 32,000-hour = 1333 days, and about 3 Year 8 It cuts in the KA moon. [ of ray tracing ] Therefore, PSF Although it is theoretically possible, it is not very realistic to depend only on ray tracing and to ask, if it thinks from the hugeness of computational complexity.

[0042] Then, what was considered is the approach of carrying out ray tracing to not all body points, but performing ray tracing only at a sample point, and searching for by spline interpolation about other points. Although you may express by rectangular coordinates (x y, z), since the distance from an eye is important in the case of glasses, the space top any selected point A is the inverse number D1 of the distance from a center of rotation. To express with the tangents psi and zeta of an azimuth is more suitable. That is, [0043]

[Equation 2]

$$D_1 = \frac{1}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}}, \psi = \frac{y}{x}, \zeta = \frac{z}{x}$$

[0044] It comes out. The beam-of-light data (tkm of the incident ray corresponding to the intersection on a retina, cfm, optical path length, etc.) which pursue the arbitration beam of light emitted from Point A, i.e., the beam of light which passes a temporary entrance pupil flat-surface top any selected point (yp, zp), and are obtained are D1, psi, zeta and yp, and zp. It is a function. That is, it can express by tkm =Ft (D1, psi, zeta and yp, and zp), ckm =Fc (D1, psi, zeta and yp, and zp), and pkm =Fp (D1, psi, zeta and yp, and zp). When considering chromatic aberration, it is good to add a wavelength dimension further. Each variable D1, psi, zeta and yp, and zp A sample point is prepared in the suitable number for each predetermined within the limits, and a location, and it is the 5. If ray tracing is performed beforehand and it asks for beam-of-light data from all the sample points on a dimension grid, it can ask for the beam-of-light data about an any selected point by spline interpolation predetermined within the limits (5 dimension box).

[0045] Next, improvement in the speed of a spline interpolation operation is considered. Single dimension spline interpolation is

[Equation 3].

$$F(x) = \sum_{i=1}^n C_i N_i(x)$$

It is come out and expressed. Here,  $i$  is the joint number of each dimension, and  $C_i$ . The multiplier and  $n$  are the numbers of sample points.  $N_i(x)$  is a basis function corresponding to a No.  $i$  joint, and in the case of Rank  $M$ , it has the value which is not zero in the range between a No.  $i$  joint and an  $i+M$  watch joint, and is expressed with  $m$ -primary polynomial between adjacent nodes (partiality of a basis function).  $N_i(x)$  which in other words in the point arbitration a within the domain of  $x$ , and is not the zero of  $M$  individual Only  $N_i(x)$  exists. Therefore, although a interpolation type looks like  $n$  \*\*\*\*\*s apparently, in  $x=a$ , it is a real  $M$  term, and  $F(a)$  is obtained by  $M$  multiplication and  $M$  addition. 5-dimensional spline interpolation is [0046].

[Equation 4]

$$F(D_i, \psi, \zeta, y_p, z_p) = \sum_{i,j,k,l,m} C_{i,j,k,l,m} N_m(z_p) N_l(y_p) N_k(\zeta) N_j(\psi) N_i(D_i)$$

[0047] It is come out and expressed. Here,  $i, j, k, l$ , and  $m$  are the joint numbers of each dimension, and only the number of sample points changes, respectively. That is, the number of terms becomes the product of the number of sample points of each dimension. However, the number of the terms which are not zero about one certain point by the partiality of an above-mentioned basis function is the product of the rank of each dimension. When the spline rank of each dimension is 4, the number of terms is  $45 = 1024$ . That is, by one interpolation operation, it will carry out multiplication  $1024 \times 5 = 5120$  times 1024 addition. Generally, the count of multiplication required for the  $M$ th floor spline interpolation operation of  $n_j$  dimension is  $n_j \times M \times n_j$ , and its count burden increases rapidly as a number of dimension becomes large. However, it is an upper type [0048]

[Equation 5]

$$F(D_i, \psi, \zeta, y_p, z_p) = \sum_i \left( \sum_j \left( \sum_k \left( \sum_l \left( \sum_m C_{i,j,k,l,m} N_m(z_p) \right) N_l(y_p) \right) N_k(\zeta) \right) N_j(\psi) \right) N_i(D_i)$$

[0049] If it is alike and rewrites, it can reduce a little. This is the



nested structure of 1-dimensional interpolation, and the sequence of a dimension can be changed freely. Both multiplication and addition are  $4+4 \times (4+4 \times (4+4 \times 4)) = 1364$  times, and can be managed with the computation time of 3 about 1/. Generally, the count of multiplication required for the Mth floor spline interpolation operation of nj dimension is [0050]. [Equation 6]

$$\sum_{i=1}^n M^i = \frac{M}{M-1} (M^n - 1)$$

[0051] It comes out. Even if it takes in such a policy, still, computational complexity is large and is not practical. Generally, probably, it will be difficult to shorten the operation time of multi-dimension spline interpolation further from the above-mentioned approach. However, when calculating PSF, the special situation, therefore approach shortened more exist. In order to calculate PSF of one point (D0, psi 0, and zeta 0) on a body, the beam-of-light data connected to the point of entrance pupil side (yp and zp flat surface) upper a large number (for example, 400) are required. 400 The variable of the three dimensions of 5-dimensional time spline interpolation will put in the same value. It is the 400. If a time is interpolated by 2-dimensional spline interpolation, large compaction of computation time is possible. A 5-dimensional spline interpolation type is rewritten as follows.

[0052]

[Equation 7]

$$F(y_p, z_p) = \sum_{l,m} c_{l,m} N_l(y_p) N_m(z_p)$$

$$c_{l,m} = \sum_{i,j,k} C_{i,j,k,l,m} N_i(D_0) N_j(\psi_0) N_k(\zeta_0)$$

[0053] This formula expresses how to ask for 2-dimensional space when the variable of three dimensions is decided among 5-dimensional spline space. Here, this 2-dimensional spline is called degeneration space of a point (D0, psi 0, and zeta 0), and they are cl and m. It is the multiplier of a degeneration spline. Of course, all of the joint of a degeneration spline and a basis function are the same as that of a 5-dimensional spline. cl and m A number is the product of the number of sample points, and is yp and zp. Each of both dimensions 9 They are 81 pieces when setting up the sample point of a point. In order to ask for each multiplier, three-dimensions spline interpolation is used like a formula. And cl and m which were obtained It uses and is yp-zp. 2-

dimensional spline interpolation count of the beam-of-light data of one field top arbitration can be carried out. Therefore, 81 three-dimensions interpolation and 400 PSF in Point c can be obtained only by performing 2-dimensional interpolation count of a time. The count of multiplication is  $81 \times \{4/(4-1)\} (4^3-1) + 400 \times \{4/(4-1)\} (4^2-1) = 14804$ . It is a time and is 1. It is about 37 times per beam of light. [ 4 ] 400 The reduction effectiveness of computational complexity is more remarkable than 5-dimensional interpolation of a time. An activity of the above-mentioned approach obtains beam-of-light data by the time amount of 1/10 of ray tracing. The outline procedure of PSF acquisition explained to drawing 12 above was collectively shown as the PSF acquisition approach 2.

[0054] Next, parameterization of PSF is considered. 10 times as many calculation speed as this was realized by calculating beam-of-light data by the spline interpolation method instead of ray tracing as above-mentioned. Even so, it is 3 for creating the image for 1 minute. Year 8 KA moon (44 KA moon) It is business time amount 4.4 It was shortened in the KA moon. 1 It is 64000 when it says by the processing time per coma. Second (17 time amount 46 minutes and 40 seconds) 6400 seconds (1 hour, 46 minutes, 40 seconds) It was only shortened. It is 1 practical. I want to carry out the processing time per coma in several minutes. Since the count for acquiring PSF starts most by the present approach as for time amount, it is most effective to shorten it.

[0055] In order to acquire PSF of a certain body point ( $D_0$ ,  $\psi_0$ , and  $\zeta_0$ ) strictly, many beams of light must be pursued or interpolated, and it must ask for the beam-of-light consistency. And obtained PSF It is the discrete function of a pixel unit and a consistency also becomes the form of the number of beams of light per pixel. case (the focus is correct) where the beam of light is concentrating Although a lot of numbers of beams of light go into a small number of pixel and it is close to a continuous function, it is scattered broadly (a focus does not suit). a case -- a unit pixel -- entering -- a beam of light -- a number -- few -- an error -- being large . In order to cover it, a lot of beams of light are needed increasingly. Then, if PSF is beforehand assumed to a continuous function and the parameter is applied using the data of ray tracing, it can escape from the above-mentioned dilemma. And it is not necessary to ask for the parameter in all body points, a sample point is set, and it is spline interpolation (three dimensions). It can ask.

[0056] Now, if the point of what should just make a distribution function what kind of function is examined, since almost all PSF(s) have a form of a crest, 2-dimensional normal distribution will be suitable

for them, and they will be considered to be \*\*\*\*. That is, [0057]

[Equation 8]

$f(\mu, \nu) =$

$$\frac{1}{2\pi\sigma_\mu\sigma_\nu\sqrt{1-\rho^2}} \exp\left(-\frac{1}{2(1-\rho^2)}\left(\frac{\mu^2}{\sigma_\mu^2} - 2\rho\frac{\mu\nu}{\sigma_\mu\sigma_\nu} + \frac{\nu^2}{\sigma_\nu^2}\right)\right)$$

[0058] here -- mu and nu -- respectively -- tk, the amount of deviations from the chief ray of the cf direction, and sigma -- mu and sigma -- nu and rho are the parameters of normal distribution. These parameters have the following property.  $-\nu > 1 < \rho < 1$   $\sigma_\mu > 0$   $\sigma_\nu > 0$  ellipse [several 9]

$$\frac{1}{2(1-\rho^2)}\left(\frac{\mu^2}{\sigma_\mu^2} - 2\rho\frac{\mu\nu}{\sigma_\mu\sigma_\nu} + \frac{\nu^2}{\sigma_\nu^2}\right) = \frac{c^2}{2}$$

It sets at the point (mu, nu) of \*\*\*\*\*, and is [Equation 10].

$$f(\mu, \nu) = \frac{1}{2\pi\sigma_\mu\sigma_\nu\sqrt{1-\rho^2}} \exp\left(-\frac{c^2}{2}\right)$$

It comes out. And the integral in the \*\*\*\*\* ellipse is [Equation 11].

$$P(c) = \iint_c f(\mu, \nu) d\mu d\nu = 1 - \exp\left(-\frac{c^2}{2}\right)$$

[0059] Like drawing 13 , a form is determined by form sigma mu/sigma nu and rho of a bounding rectangle, and, as for a same probability ellipse, magnitude is decided with the number c of radii. When the equation of an ellipse is rewritten to a polar coordinate, the ellipse at the time of  $c = 1$  is [Equation 12].

$$\frac{r^2}{2(1-\rho^2)}\left(\frac{\cos^2\theta}{\sigma_\mu^2} - 2\rho\frac{\sin\theta\cos\theta}{\sigma_\mu\sigma_\nu} + \frac{\sin^2\theta}{\sigma_\nu^2}\right) = \frac{1}{2}$$

It becomes. It is [Equation 13] when it is arranged.

$$r^2 = \frac{2(1-\rho^2)}{A + B\cos(2\theta - 2\alpha)}$$

It becomes. It is here and is [Equation 14].

$$A = \frac{1}{\sigma_{\mu}^2} + \frac{1}{\sigma_{\nu}^2}$$

$$B = \sqrt{\left(\frac{1}{\sigma_{\mu}^2} + \frac{1}{\sigma_{\nu}^2}\right)^2 - \frac{4(1-\rho^2)}{\sigma_{\mu}^2 \sigma_{\nu}^2}}$$

$$\tan 2\alpha = \frac{2\rho\sigma_{\mu}\sigma_{\nu}}{\sigma_{\mu}^2 - \sigma_{\nu}^2}$$

It comes out. Thus, since  $A > B$  is materialized certainly, the die length of the maximum of gamma and the minimum value, i.e., the merits-and-demerits shaft of an ellipse, is [Equation 15].

$$r_{\max}^2 = \frac{2(1-\rho^2)}{A-B}$$

$$r_{\min}^2 = \frac{2(1-\rho^2)}{A+B}$$

The include angle of a merits-and-demerits shaft is with alpha, and  $\alpha + \pi/2$ . These are the important amounts for evaluating the astigmatism dotage direction and extent.

[0060] Thus, a 2-dimensional normal distribution function can express extent (sigmam<sub>u</sub>, sigmanu) of breadth, extent (same probability ellipse merits-and-demerits axial ratio) of astigmatism dotage, and an include angle (include angle of a major axis). Although change near the infinity by the condition of the optical system of PSF, of course cannot be expressed faithfully, probably, it will be effective as a simple function expressing PSF.

[0061] the parameter sigma of a 2-dimensional normal distribution function -- mu and sigma -- the statistic of the intersection (each intersection corresponds to each dividing point on an entrance pupil) of the beam of light of a large number considering how to ask for nu and rho from beam-of-light data sprinkled at a flat surface (mu, nu) -- asking -- sigma -- mu and sigma -- the approach of hitting to nu and rho is appeared automatically. That is, [Equation 16]

$$\sigma_{\mu 0} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_i \mu_i^2}$$

$$\sigma_{\nu 0} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_i \nu_i^2}$$

$$\rho = \frac{\frac{1}{N} \sum_i \mu_i \nu_i}{\sigma_{\mu} \sigma_{\nu}}$$

It comes out. Here, N is the number of beams of light, and ( $\mu_i$  and  $\nu_i$ ) are intersection coordinates.  $\sigma_{\mu 0}$ ,  $\sigma_{\nu 0}$ , and  $\rho$  are the statistics of distribution to the last, and, in many cases, are not suitable as a parameter of approximation normal distribution. Drawing 14 shows the example. A left-hand side crest shows the intersection consistency, and the right-hand side crest shows the normal distribution which made the parameter  $\sigma_{\mu 0}$ ,  $\sigma_{\nu 0}$ , and  $\rho$ .

[0062] When the normal distribution which applied  $\sigma_{\mu 0}$ ,  $\sigma_{\nu 0}$ , and  $\rho$  directly is adopted like drawing 14, although the direction of a main shaft and the merits-and-demerits axial ratio are based on actual distribution, they are considerably different widely with distribution with actual extent of breadth. Therefore, the suitable proportionality coefficient k is defined and they are  $\sigma_{\mu} = k \sigma_{\mu 0}$  and  $\sigma_{\nu} = k \sigma_{\nu 0}$ . If it applies, it will be thought that approximation quite near actual distribution is obtained. Although it will be said how a problem determines k, about this, a hint can be obtained on the related curve of probability [ inside a same probability ellipse ]  $P(c)$ , and the half-multiplier c.  $P(c)$  curve of normal distribution when a parameter changes into  $\sigma_{\mu} = k \sigma_{\mu 0}$ ,  $\sigma_{\nu} = k \sigma_{\nu 0}$ , and  $\rho$  is  $P_k$ . It is  $(c) = 1 - \exp(-c^2/2 k^2)$ . Pr of actually the distribution by it What is necessary is just to decide k to bring close to the (c) curve. [0063] Drawing 15 is  $P(c)$  of the example of drawing 14, and  $P_k(c)$  and Pr The curve of (c) is plotted. When asking for approximation of PSF distribution, especially the amount of core is important. Therefore, c is Pr when small.  $P_k$  near [ as possible ] the (c) curve (c) is desirable. Curvilinear [ at the time of applying a statistic  $\sigma_{\mu 0}$ ,  $\sigma_{\nu 0}$ , and  $\rho$  as it was ]  $P(c)$  is the actual distribution Pr. It is separated and (c) is unsuitable as an approximation distribution function. The curve  $P_k$  of the normal distribution which, on the other hand, applied  $\sigma_{\mu} = k \sigma_{\mu 0}$  of  $k = 0.65$ ,  $\sigma_{\nu} = k \sigma_{\nu 0}$ , and  $\rho$  (c) is Pr near a core. There are many parts which are in agreement with the (c)

curve, and it can observe that it is approximation near actual distribution. drawing 1616 -- sigma mu=ksigmamu 0 -- it is the comparison with normal distribution and actual distribution about sigma nu=ksigmanu 0 and rho.

[0064] In deciding the value of k, the following approaches are taken in this example. First, Pr The (c) curve and Pk Probability P0 of the point A that the (c) curve crosses A value is decided. By near [ a core ] serious consideration, it is P0 =0.1 here. It carries out. It is P(c) =P0 on P(c) curve. At a point, it is [Equation 17].

$$c_0 = \sqrt{2 \ln \frac{1}{1 - p_0}} = 0.459$$

It comes out. Pr c=Cr of (c) curvilinear A point it is -- if -- k=Cr / C0 It becomes.

[0065] Although other approaches are considered, they are the simplest (for example, to make the difference of Pr (c) and Pk (c) into min near a core). [ of the above-mentioned approach ] thus, the PSF distribution function of one object space top arbitration (D0, psi 0, and zeta 0) -- Parameter sigma -- mu and sigma -- it can approximate with a 2-dimensional normal distribution function with nu and rho. all the body points that encounter the process of simulation, of course -- receiving -- sigma -- mu and sigma -- nu and rho -- it is not necessary to ask -- sigma in a sample point -- mu and sigma -- sigma [ in / using it / ask only for nu and rho beforehand and / an arbitration body point ] -- mu and sigma -- it can ask for nu and rho by spline interpolation. It can save computation time sharply.

[0066] By parameterizing a PSF distribution function, it is 1. It is the processing time per coma 1 It succeeded in being shortened from time amount 46 minutes and 40 seconds in about 2 - 10 minutes. Width of face is in the processing time because the processing time changes with extent of dotage. For creating the image for 1 minute, it is about 100. It is about time amount, i.e., one week. The outline procedure of PSF acquisition explained to drawing 17 above was collectively shown as the PSF acquisition approach 3.

[0067] According to the above-mentioned example 2, when it sees through the lens system of a progressive multifocal lens etc., in addition to the dotage and distortion which are perceived, the location of an eye is changed or the dynamic image reproducing the shake at the time of moving a look is obtained. Therefore, the \*\*\*\* evaluation which is full of presence from which oneself became a wearing person is attained by displaying the obtained dynamic image on a display. If a look displays

the point of passing a lens on the display face of the dynamic image of this winding retinal image, checking the migration on the lens of a look, it fades and a distortion shake can be seen.

[0068] Next, the equipment for performing simulation shown in the above-mentioned example is explained briefly. Drawing 18 is the block diagram showing the outline configuration of the equipment for performing simulation of an example. As shown in drawing 18, this equipment consists of a processor 61, the read-only graduation (ROM) 62, main memory 63, the graphic control circuit 64, an indicating equipment 65, a mouse 66, a keyboard 67, the hard disk drive unit (HDD) 68, a floppy disk drive unit (FDD) 69, a printer 70, and magnetic-tape-unit 71 grade. These elements are combined by the data bus 72.

[0069] A processor 61 controls the whole equipment in generalization. It rises to a programmable read only memory 62, and a sometimes required program is stored. The simulation program for performing simulation is stored in main memory 63. The graphic control circuit 64 changes the obtained image data into a status signal including video memory, and displays it on a display 65. A mouse 66 is a pointing device which chooses various kinds of icons on an indicating equipment, a menu, etc. A system program, a simulation program, etc. are stored and loading of the hard disk drive unit 68 is carried out to main memory 63 after powering on. Moreover, simulation data is stored temporarily.

[0070] A floppy disk drive unit 69 inputs the data which need subject-copy image data etc. through floppy 69a, or carries out saving to floppy 69a if needed. Printer equipment 70 is used for printing out a winding retinal image etc. It is used for a magnetic tape unit 71 carrying out saving of the simulation data to a magnetic tape if needed. In addition, it can constitute, using the personal computer and the common general purpose computer of high performance as equipment which has the basic configuration described above.

[0071]

[Effect of the Invention] As explained in full detail above, the simulation approach of a piercing-eyes study system and equipment concerning this invention As an image perceived by the eye through a lens system, it is not the optical image projected on the retina side of an eye. It is what is characterized by creating and using the winding retinal image defined as an image which connected the image which was made to wind in an eyeball to all the body points within a visual field, and was caught by the fovea by computer simulation. Furthermore, the subject-copy image creation process which creates the image of the specific angle of visibility included in the eye in which creation of a

winding retinal image has the specific winding central point as a subject-copy image, The distortion subject-copy image creation process which creates the distortion subject-copy image accompanied by the distortion at the time of seeing this subject-copy image through a lens system using the ray tracing method, The PSF acquisition process of calculating PSF on the retina of the eyeball model by the light from the body point of a subject-copy image in the optical system which consists of a lens system and a glasses model, It is characterized by carrying out by carrying out a convolution operation with PSF of each pixel of the distortion subject-copy image for which it asked at the distortion subject-copy image creation process, and the subject-copy image for which it asked at the PSF acquisition process. Furthermore, it is characterized by editing the acquired winding retinal image and asking for the dynamic image of a winding retinal image, and a PSF creation process is further characterized by setting a sample point as a body point, calculating PSF, and calculating PSF(s) other than a sample point using approximation including a spline interpolation method. It makes it possible to obtain the simulation approach of a piercing-eyes study system and equipment which make possible simulation also of the way of being visible accompanied by the shake at the time of wearing the lens system of a progressive multifocal lens etc., distortion, dotage, etc. by this.

---

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and NCIPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

#### DESCRIPTION OF DRAWINGS

---

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is drawing showing the flow of winding retinal image creation.

[Drawing 2] It is drawing showing the system of coordinates of a winding



retinal image.

[Drawing 3] It is drawing showing the system of coordinates of the winding retinal image at the time of wearing a lens system.

[Drawing 4] It is drawing showing the optical parameter (condition of not adjusting) of a Navarro schematic eye.

[Drawing 5] It is drawing showing the accommodation force dependence type of the lens lens of a Navarro schematic eye.

[Drawing 6] It is the explanatory view of PSF.

[Drawing 7] It is drawing showing the relation between ray tracing and an entrance pupil.

[Drawing 8] It is drawing showing the split plot experiment of an entrance pupil.

[Drawing 9] It is drawing showing whenever [ retina location and incident angle ].

[Drawing 10] It is drawing showing the PSF acquisition approach 1.

[Drawing 11] It is drawing showing the example of the static image of a winding retinal image.

[Drawing 12] It is drawing showing the flow of dynamic-image creation of a winding retinal image.

[Drawing 13] It is drawing showing the PSF acquisition approach 2.

[Drawing 14] It is drawing showing a \*\*\*\*\* ellipse.

[Drawing 15] It is drawing showing the approximation normal distribution by beam-of-light density distribution and  $\sigma_{mu0}$ ,  $\sigma_{manu0}$ , and  $\rho$ .

[Drawing 16] P (c), Pk c, and Pr It is drawing showing the curve of (c).

[Drawing 17] It is drawing showing the approximation normal distribution by beam-of-light density distribution and  $k\sigma_{mu0}$ ,  $k\sigma_{manu0}$ , and  $\rho$ .

[Drawing 18] It is drawing showing the PSF acquisition approach 3.

[Drawing 19] It is the block diagram showing the configuration of the equipment for enforcing the simulation approach of the piercing-eyes study system concerning this invention.

---

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and NCIPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.

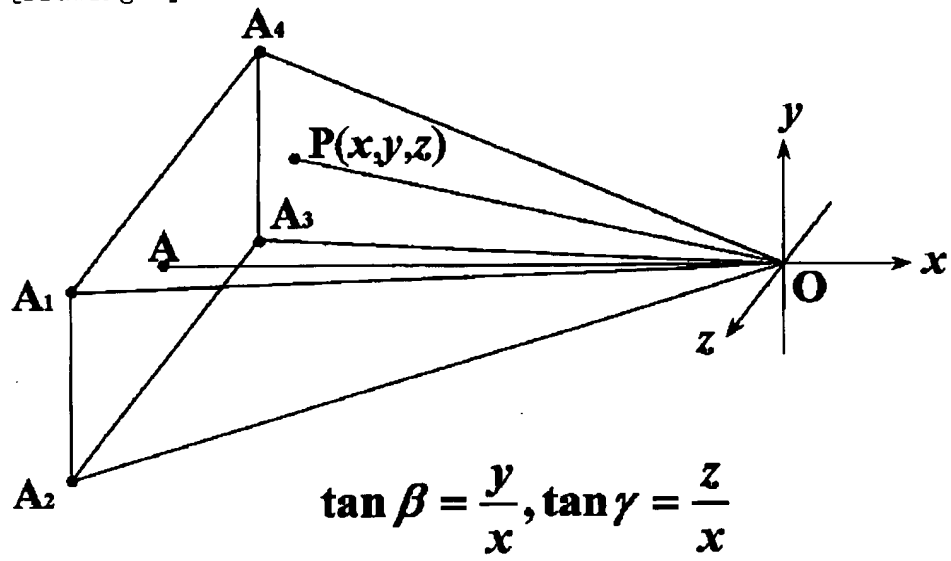
3. In the drawings, any words are not translated.

---

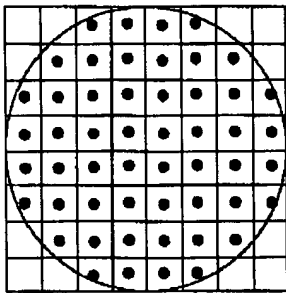
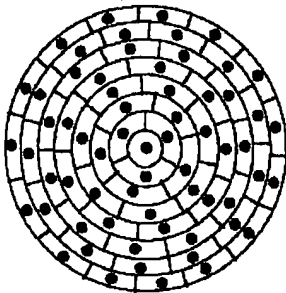
DRAWINGS

---

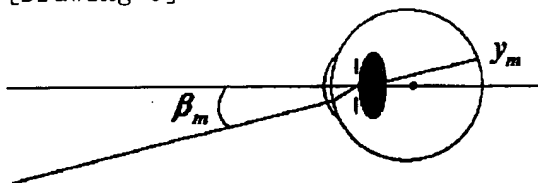
[Drawing 2]



[Drawing 8]

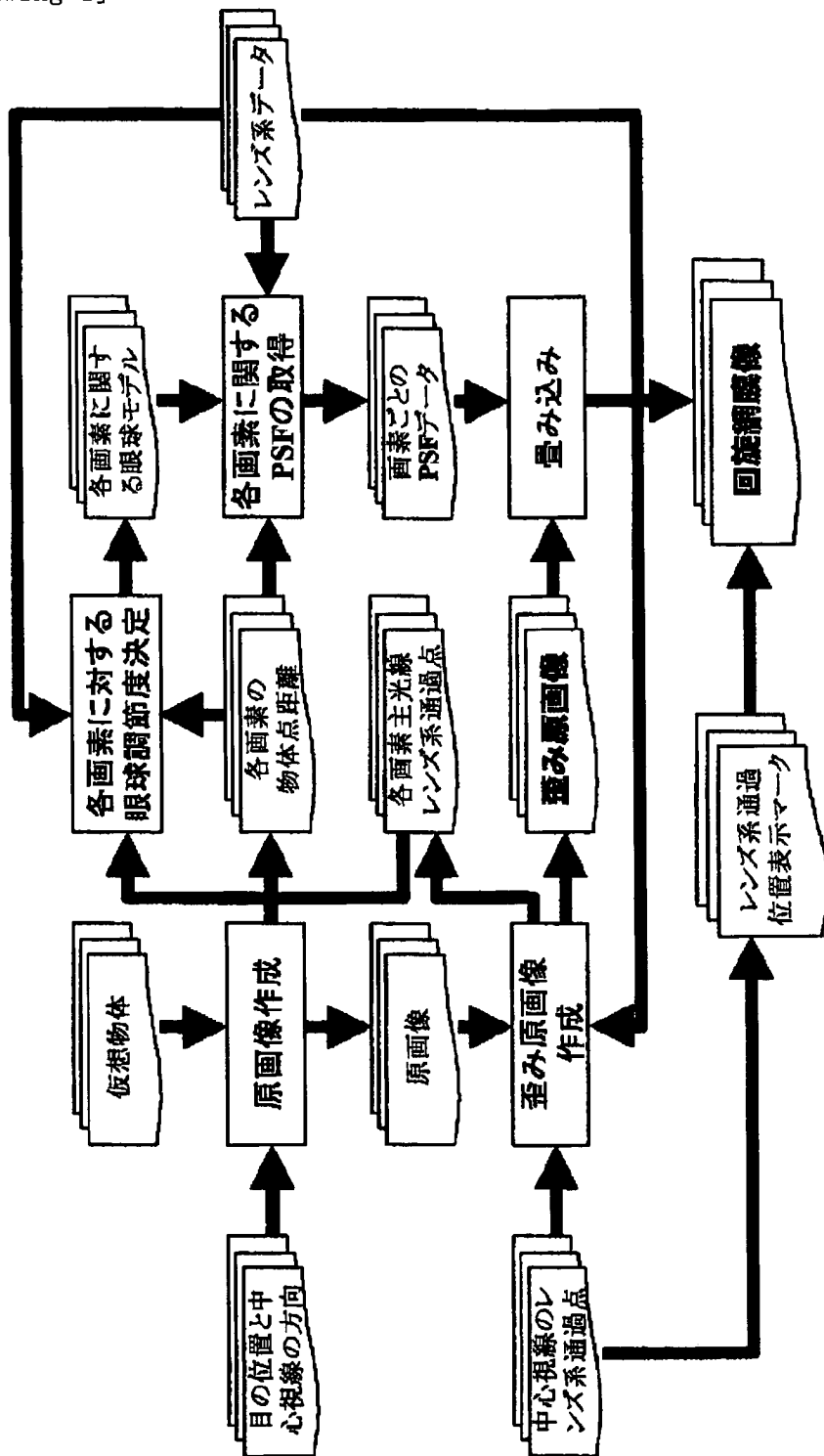


[Drawing 9]

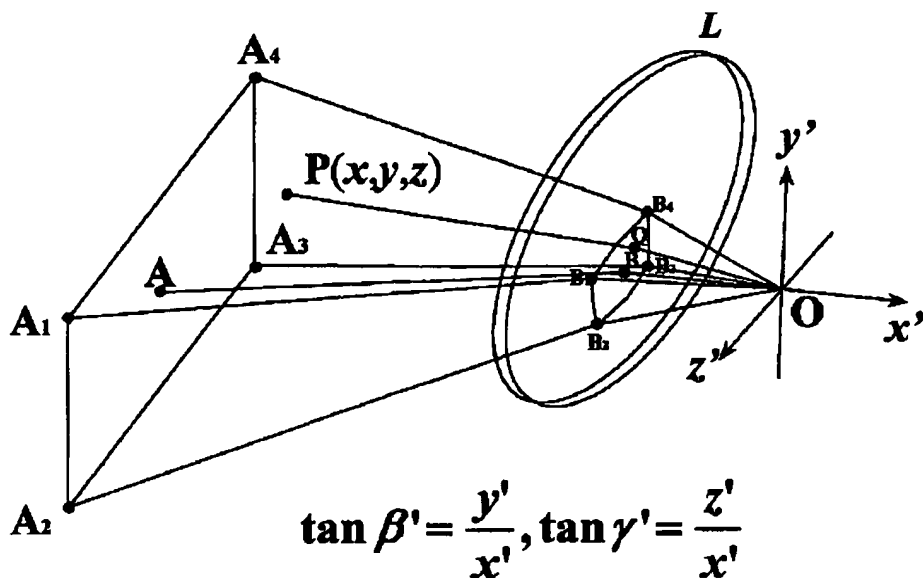


[Drawing 1]

# 回旋網膜像作成の流れ



[Drawing 3]



[Drawing 5]

### パラメータの調節パワー依存式

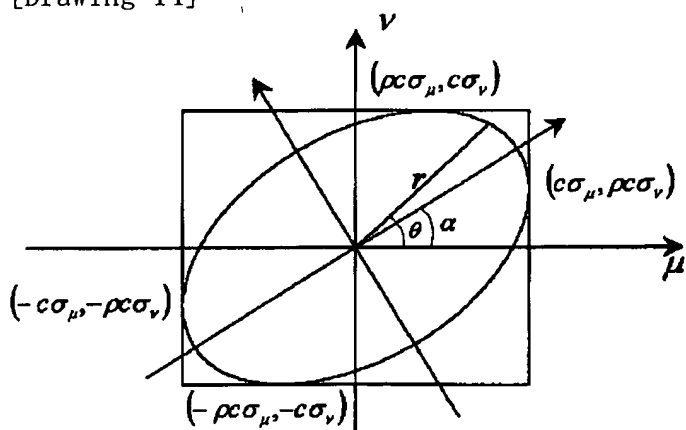
レンズパラメータ	調節パワー(A)に対する依存式
水晶体前面の曲率半径	$R_3(A) = 10.2000 - 1.7500 \ln(A + 1)$
水晶体後面の非球面度	$Q_3(A) = -3.1316 + 0.3400 \ln(A + 1)$
水晶体前面の曲率半径	$R_4(A) = -6.0000 + 0.2294 \ln(A + 1)$
水晶体後面の非球面度	$Q_4(A) = -1.0000 - 0.1230 \ln(A + 1)$
前房の厚み	$D_2(A) = 3.0500 - 0.0500 \ln(A + 1)$
水晶体の厚み	$D_3(A) = 4.0000 + 0.1000 \ln(A + 1)$
水晶体屈折率	$n_3(A) = 1.4200 + 9.00 \times 10^{-5} (10.00A + A^2)$

[Drawing 4]

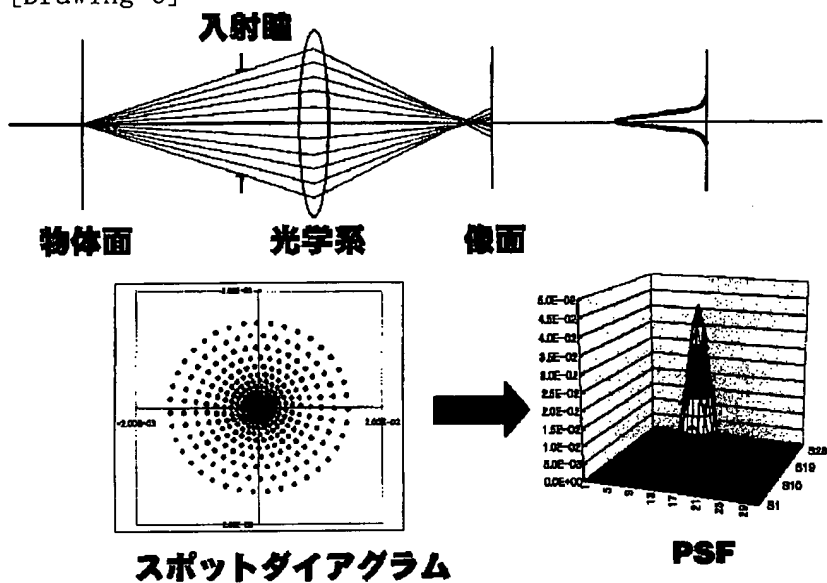
# Navarro 模型眼の光学パラメータ (非調節状態)

曲率半径(mm)	
角膜前面	7.72
角膜後面	6.2
水晶体レンズ前面	10.2
水晶体レンズ後面	-6.0
非球面度 Q	
角膜前面	-0.26
水晶体レンズ前面	-3.1316
水晶体レンズ後面	-1.0
厚み(mm)	
角膜	0.55
前房	3.05
水晶体レンズ	4.0
硝子体液	16.4
屈折率	
角膜	1.367
前房	1.3374
水晶体レンズ	1.42
硝子体液	1.336
屈折力(D)	
	60.4

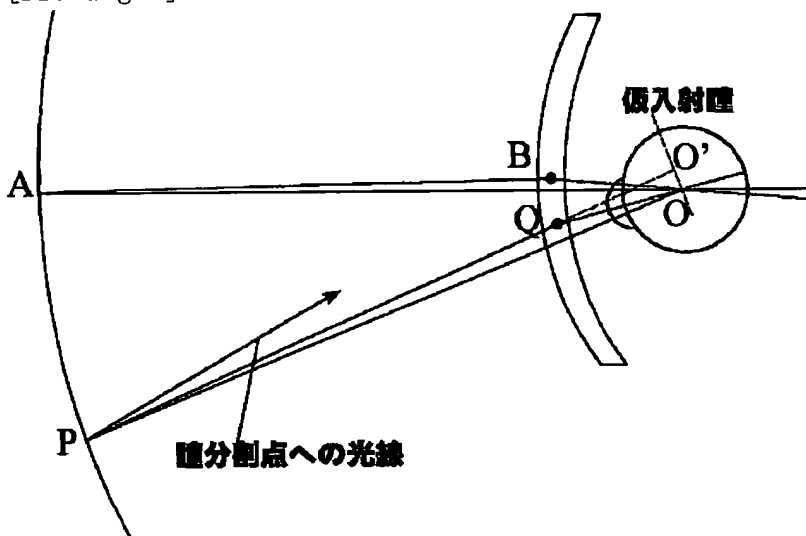
[Drawing 14]



[Drawing 6]

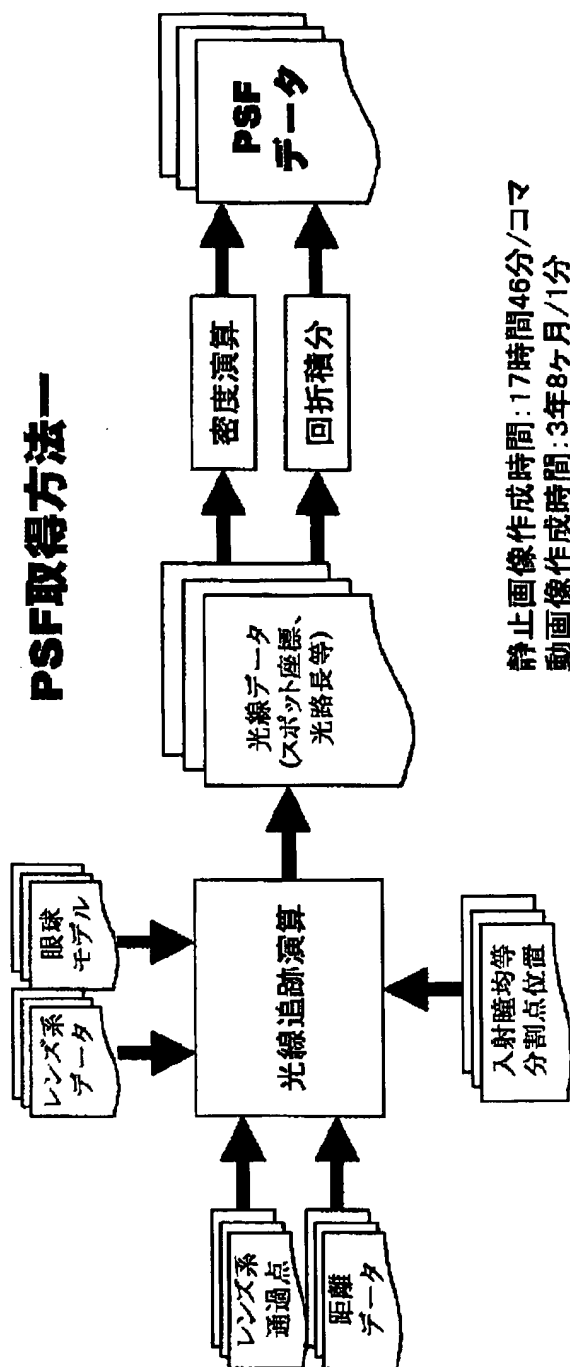


[Drawing 7]



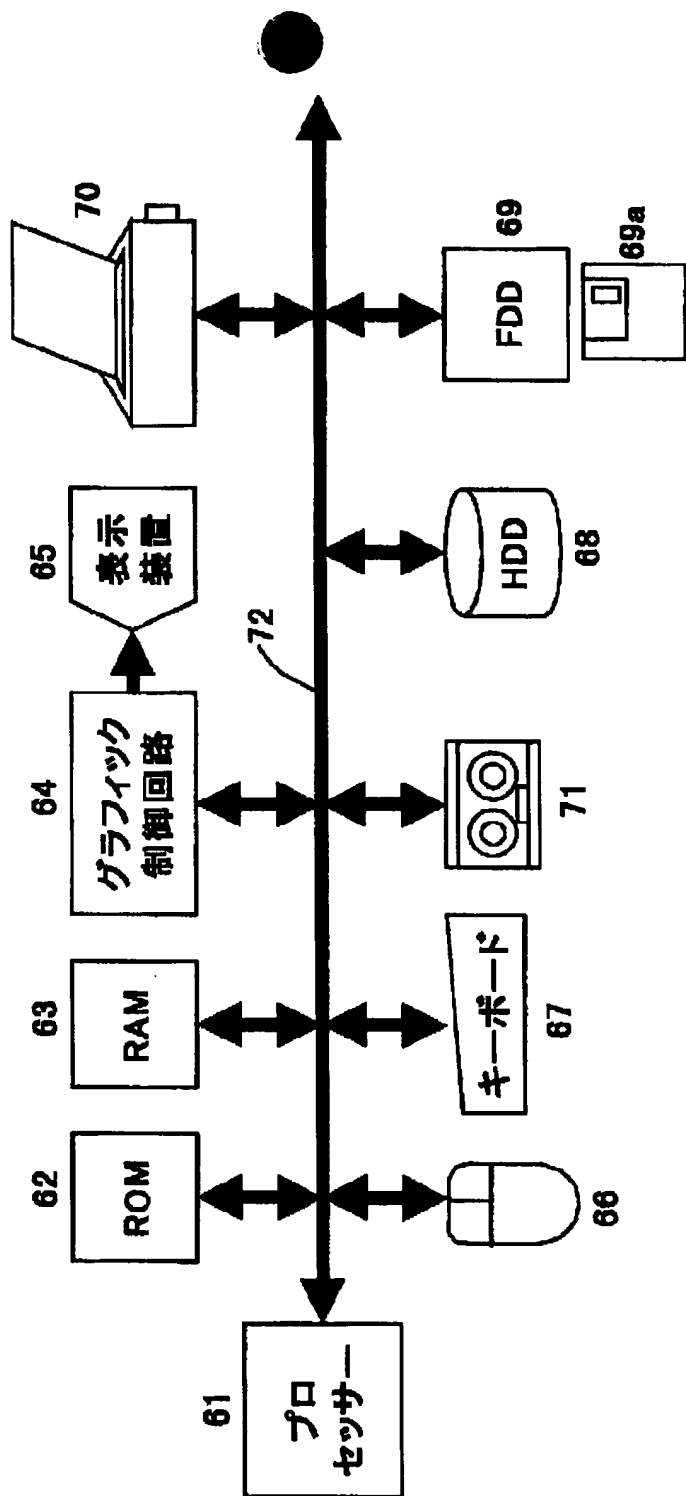
[Drawing 10]

# PSF取得方法一



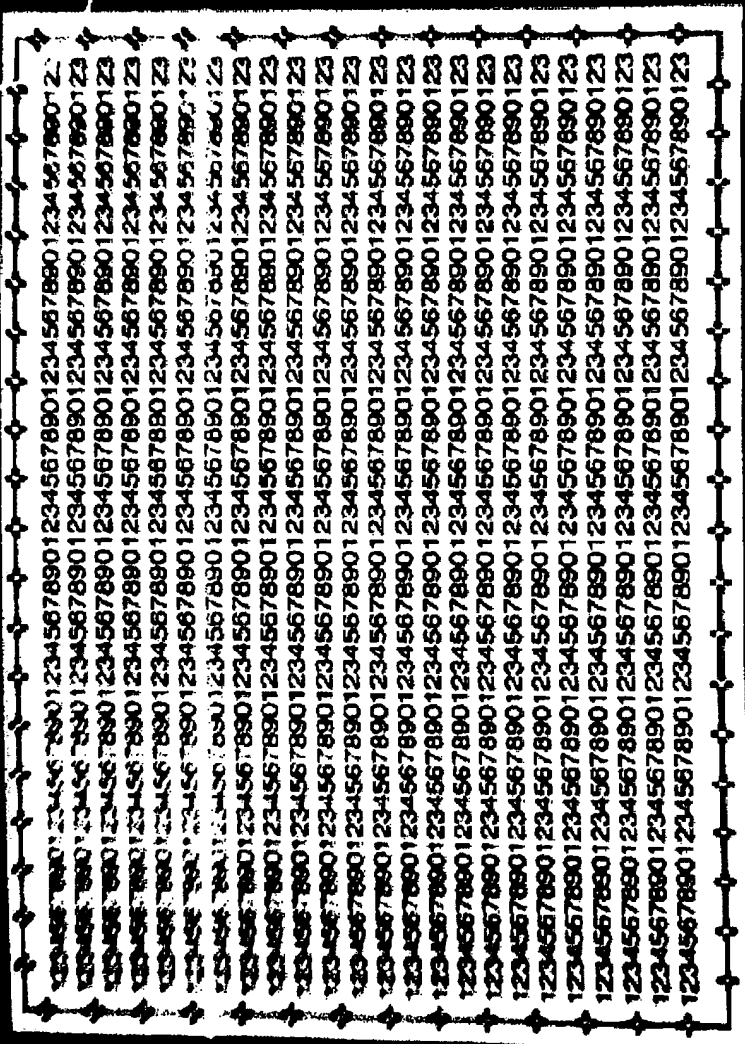
静止画像作成時間: 17時間46分/コマ  
 動画像作成時間: 3年8ヶ月/1分

[Drawing 19]



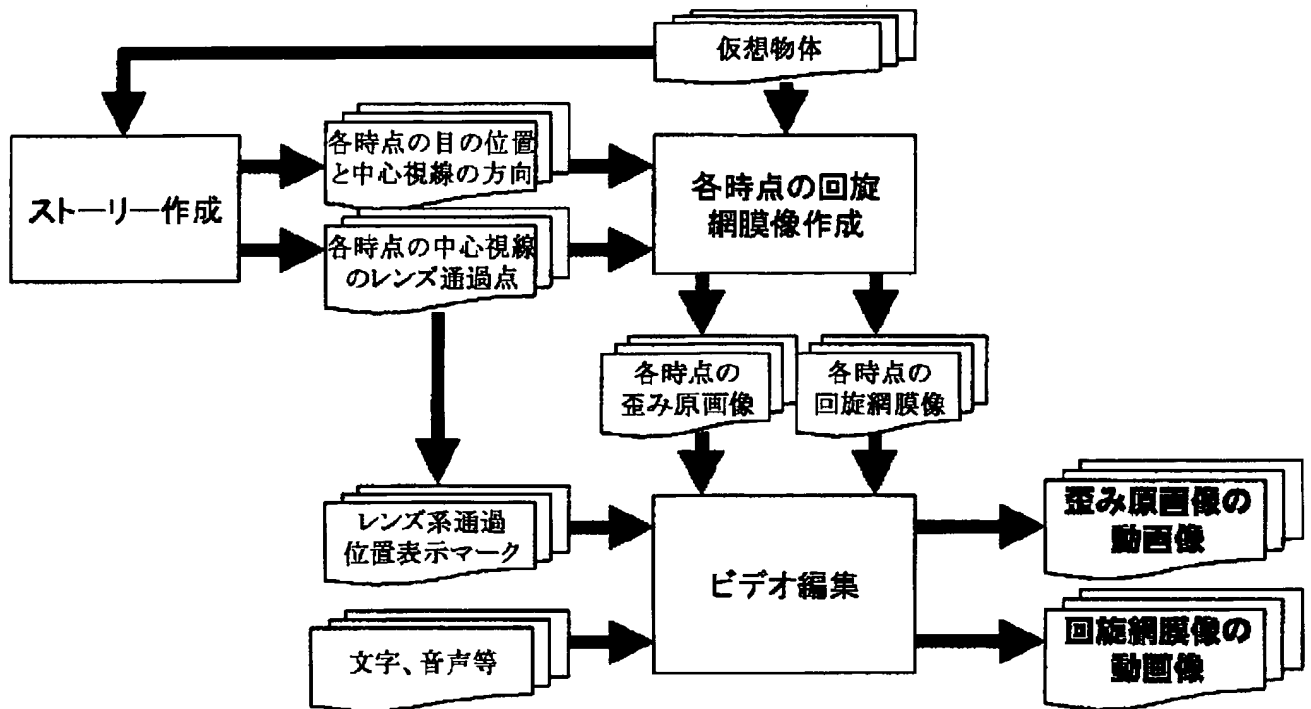
[Drawing 11]



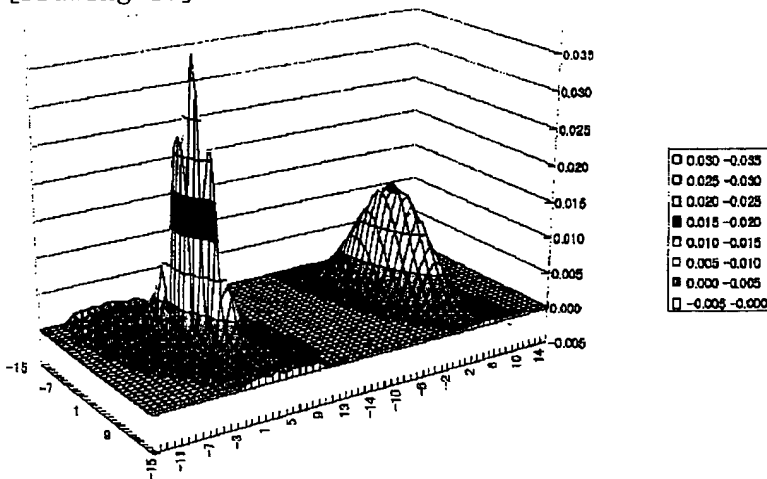


[Drawing 12]

## 回旋網膜像の動画像作成の流れ

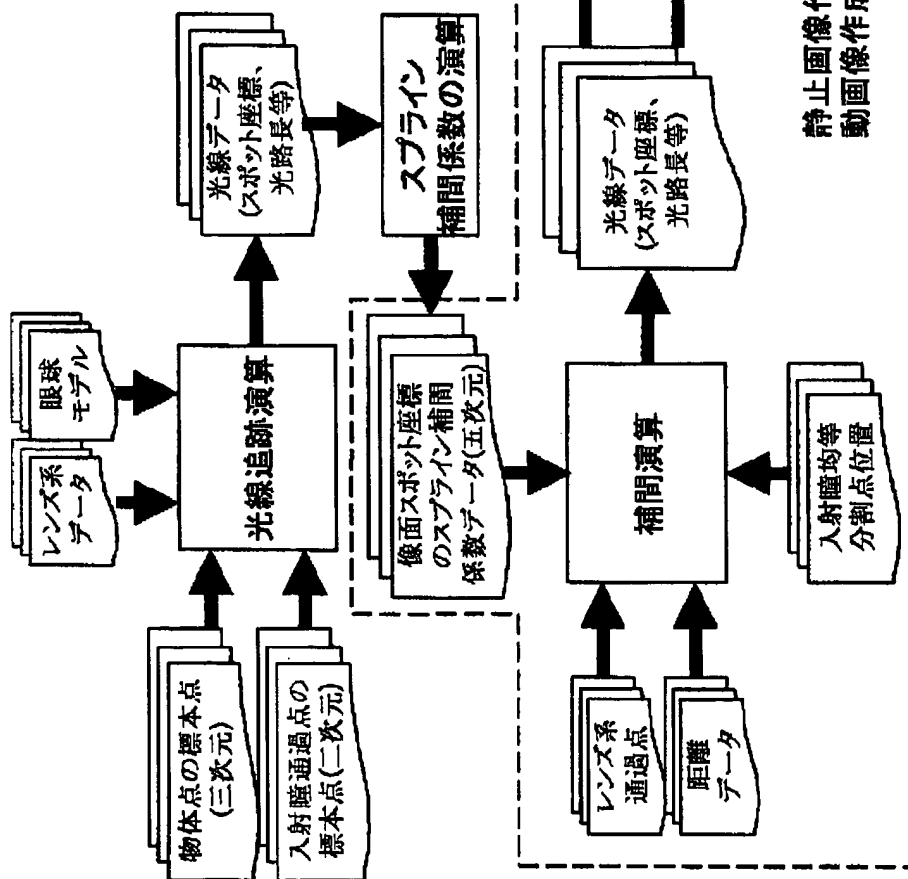


[Drawing 15]



[Drawing 13]

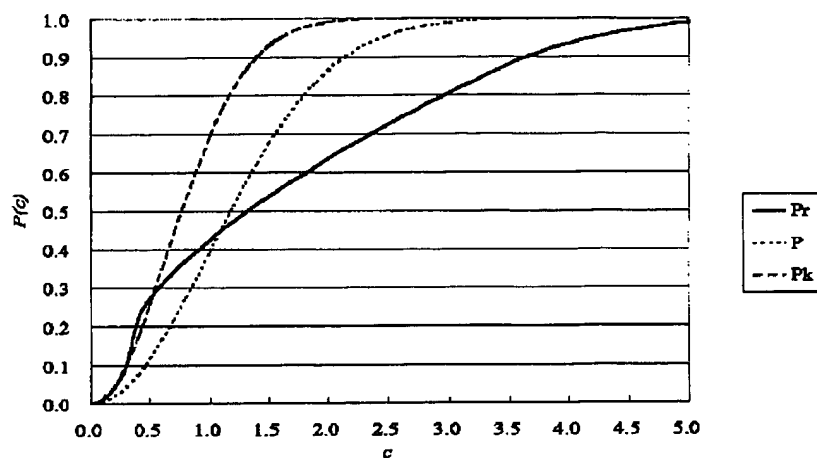
## PSF取得方法二



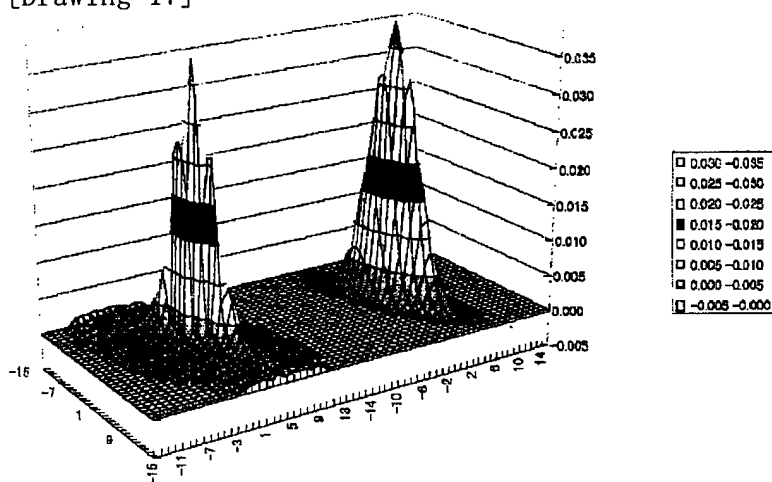
静止画像作成時間: 1時間46分/コマ  
動画像作成時間: 4.4月/1分

[Drawing 16]

$P(c)$  曲线

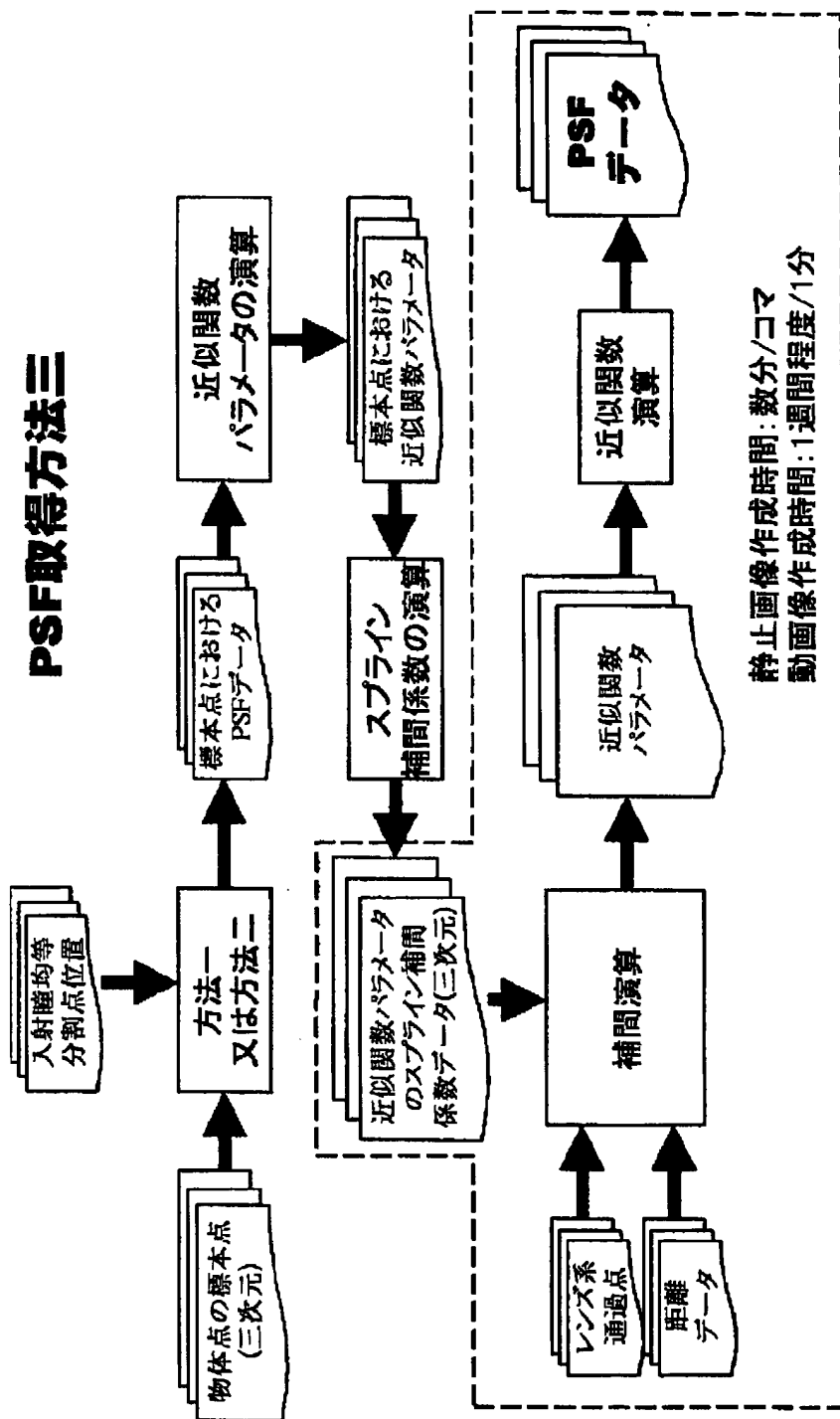


[Drawing 17]



[Drawing 18]

# PSF取得方法三



[Translation done.]

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**